

**Aus der Chirurgischen Klinik mit Poliklinik
der Universität Erlangen-Nürnberg
(Direktor: Prof. Dr. med. F. P. Gall)**

**Elektrophysiologische Untersuchungen
am freigelegten Nerven zur Vorbereitung
einer intraoperativen Funktionsdiagnostik
am verletzten Nerven**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg**

**vorgelegt von
Reinhard Blüchert
aus Erlangen**

Aus der Chirurgischen Klinik mit Poliklinik der
Universität Erlangen-Nürnberg
(Direktor: Prof. Dr. med. F. P. Gall)

Elektrophysiologische Untersuchungen am
freigelegten Nerven zur Vorbereitung ei-
ner intraoperativen Funktionsdiagnostik
am verletzten Nerven

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt

von

Reinhard Blüchert

aus

Erlangen

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan: Prof. Dr. W. Kersten
Referent: Priv. Doz. Dr. L. von Rauffer
Korreferent: Prof. Dr. F. P. Gall

Tag der mündlichen Prüfung: 05.05.1980

Meinen Eltern
gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
EINLEITUNG	1
Geschichtliche Entwicklung der Elektroneurographie	4
Elektrophysiologische Vorbemerkung über die Impuls- ausbreitung und das Aktionspotential in peripheren Nerven	6
EXPERIMENTELLER VERSUCHSAUFBAU	
A Aufbau der elektroneurographischen Meßeinheit	12
B Elektroneurographische Reiz- und Ableitungs- methode	17
C Operative Technik	21
ENTWICKLUNG DER METHODE	
A Elimination von Störeinflüssen; Methodische Fehler	27
B Einfluß der Elektroden auf die elektroneurographische Messung	30
ERGEBNISSE	33
DISKUSSION	72
ZUSAMMENFASSUNG	83
LITERATURVERZEICHNIS	84

EINLEITUNG

Sowohl hinsichtlich der Grundlagenforschung, als auch der klinischen Untersuchungsmethodik auf dem Gebiet der Nerven Chirurgie ist in den letzten zwei Jahrzehnten ein sehr rascher Fortschritt erzielt worden. In der klinischen Diagnostik, die man früher im allgemeinen ohne Apparate durchführte, werden immer mehr die Möglichkeiten der modernen Technik genutzt. Die Anwendung elektrophysiologischer Geräte als ein Hilfsmittel bei der peripheren Nerven Chirurgie kann die Qualität der Operationstechnik und die Ergebnisse der funktionellen Wiederherstellung verbessern. Diese Geräte sorgen für objektive Informationen, die gebraucht werden, um den Grad der Verletzung abzuschätzen und können den Chirurgen helfen, weitere Entscheidungen, die die Behandlung peripherer Nervenregionen betreffen, zu fällen.

Die anatomische Organisation des peripheren Nerven ist weithin von der Anzahl seiner Nervenfaszikel abhängig. In jedem gemischten Nerven verlaufen die einzelnen Fasern gebündelt in Faszikeln. Jeder dieser Faszikel ist so gestaltet, daß die in ihm verlaufenden gemischten Nerven Faseranteile mit anderen Faszikeln austauschen. So findet man eine intraneurale Verflechtung des Faszikelbündel in der Art eines Nervenplexus (59). Eine Verletzung dieses anatomisch und funktionell differenzierten Gewebes verlangt vom Chirurgen, der sie behandelt, äußerste Sorgfalt.

In zunehmendem Maße findet man in der heutigen Zeit Durchtrennungen peripherer Nerven, bedingt durch die Zunahme von Betriebs- und Verkehrsunfällen. Das Ziel jeder Reparation durchtrennter peripherer Nerven ist es, die vollständige Integrität wiederherzustellen, um somit optimale funktionelle Verhältnisse zu schaffen.

Die Wiederherstellung der Nervenfunktion ist abhängig von der Wiederfindung der mikroanatomischen Beziehungen zwischen dem lebenden proximalen Faszikelstumpf und dem funktionslosen oder in seiner Funktion eingeschränkten distalen Faszikelanteil.

Bisher wird versucht, unter dem Operationsmikroskop die Faszikelstümpfe aufgrund ihrer morphologischen Strukturunterschiede an den Durchtrennungsflächen zu unterscheiden, um sie dann mittels faszikulärer Nervennaht verbinden zu können (60). Ebenso verhilft die Anfärbung der Durchtrennungsstelle mit Methylenblau, welches das Nervengewebe vom umgebenden intraneuralen Bindegewebe unterscheidet, zu einer funikulären Unterscheidung einzelner Faszikel (13).

Erst seit kurzer Zeit ist durch den Einsatz elektrophysiologischer Techniken eine objektive Beurteilung von Nervenverletzungen möglich geworden. KLINE (34, 35, 36, 37) führte als erster intraoperativ elektrophysiologische Messungen am verletzten peripheren Nerven durch, um den Funktionszustand des Nerven beurteilen zu können. Die technischen Schwierigkeiten, die bei der Ableitung von Potentialen einzelner Faszikel auftreten, haben verhindert, daß diese Ableitungen bisher eine größere Rolle in der chirurgischen Medizin spielten.

Trotz der Einführung der mikrochirurgischen Techniken mit dem Operationsmikroskop bei großen Vergrößerungen, ganz feinem Nahtmaterial und speziellen mikrochirurgischen Instrumenten waren die Ergebnisse bei der Wiederherstellung verletzter peripherer Nerven dennoch nicht zufriedenstellend, da die Wiederkehr der Nervenfunktion nicht absolut gewährleistet war (64).

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, neben Auffindung einer elektrophysiologischen Meßmethode am freigelegten peripheren

Nerven, eine mögliche intraoperative Funktionsdiagnostik am Nerven zu betreiben. Hierbei sollte eine Elektrode entwickelt werden, die es zuläßt, am freigelegten Nerven Aktionspotentiale abzuleiten und damit die Grundlage für eine eventuell mögliche faszikuläre Zuordnung durchtrennter Nervenfaszikel mit elektrophysiologischen Mitteln zu schaffen.

DIE GESCHICHTLICHE ENTWICKLUNG DER ELEKTRONEUROGRAPHIE

Die Entwicklung unserer heutigen Vorstellungen von der Nervenaktivität ist vor allem auf die Fortschritte in der Elektrotechnik und Elektronik zurückzuführen.

Lange bevor die Gesetze von OHM und FARADAY bekannt wurden, bevor das Galvanometer und andere empfindliche Meßinstrumente erfunden waren, entdeckte GALVANI (1738 - 1798) (14) eine Form der elektrischen Entladung, von der er glaubte, daß sie auf der Erzeugung elektrischer Ströme durch das lebende Nerven- und Muskelgewebe beruhe. VOLTA konnte kurz darauf beweisen, daß die "elektromotorische" Kraft in GALVANI's Experiment an den Kontaktstellen zwischen Gewebe und Metall entsprang (67).

Um die Mitte des 19. Jahrhunderts hatten MATTEUCI und DU BOIS REYMOND mit Hilfe träger aber empfindlicher Galvanometer festgestellt, daß Nerven und Muskeln "elektromotorische" Kräfte erzeugen (46). Mit Hilfe verschiedener einfallsreicher Vorkehrungen fanden später HERMANN (22) sowie BERNSTEIN (2) dann heraus, daß die elektrische Erregung der Zellen in Form kurzer elektrischer Entladungen erfolgt.

Die ersten exakten Messungen der motorischen Nervenleitungsgeschwindigkeit stammen 1868 von HELMHOLTZ und BAXT (21), die Mitte des 19. Jahrhunderts zuerst am Frosch (1852) und später am Menschen (1868) die These von MÜLLER von der "Blitzeschnelle des Gedankens" widerlegten. LIPPMANN (42), D'ARSONVALLE sowie EINTHOFFEN (10) schufen Ende des 19. Jahrhunderts die methodischen Grundlagen, auf denen für mehr als 30 Jahre elektrophysiologische Messungen an elektrisch aktiven Gewebe durchge-

führt wurden (41). Im Jahre 1929 führte ADRIAN (1) die Koaxial-Nadelelektrode zur Elektrodiagnose einzelner Muskelfasern ein. Ebenso fügte er der elektromyographischen Meßeinheit einen Lautsprecher hinzu, der die Ableitungen auch hörbar machte. Eine entscheidende Verbesserung der Aufnahme der Potentiale wurde von MATTHEWS (47) durch die Einführung des Differentialverstärkers ermöglicht. WEDDEL, FEINSTEIN und PATTLE (68) veröffentlichten im Jahre 1944 eine umfassende Arbeit über die klinische Elektromyographie, die später die Grundlage für viele weitere Untersuchungen wurde. Im Jahre 1941 wurde durch HARVEY und MASLAND (19) die elektromyographische Ableitung nach Nervenreizung als diagnostisches Hilfsmittel in der Klinik eingeführt. Ursprünglich für die Prüfung der neuromuskulären Übertragung ausgearbeitet, fand diese Methode bald auch Anwendung bei peripheren Nervenschäden. Die ersten elektrophysiologischen Untersuchungen durch Funktionsdiagnostik des freigelegten peripheren Nerven wurden zum ersten Mal in vivo 1968 durch KLINE (34), HAKSTIAN (18) und 1976 von TERZIS (64) sowie WILLIAMS (69) vorgenommen.

Bei der Elektromyographie (EMG) wurden Veränderungen der Muskelaktionspotentiale hinsichtlich ihrer Dauer, Amplitude, Form und Entladungsfrequenz als Indiz für pathologische Vorgänge im Bereich des peripheren motorischen Neuroms bewertet. Bei der Elektroneurographie (ENG) wird die spezifische Funktion der Nervenfaser, nämlich die Erregungsleitung direkt geprüft, während sie bei der ENG-Messung nur indirekt beurteilt werden kann (7). Beim klinischen ENG wird der zu untersuchende Nerv transcutan stimuliert und die muskuläre Antwort elektromyographisch registriert. Wir verstehen unter der intraoperativen ENG-Messung die direkte Stimulation des freigelegten Nerven und den direkten Abgriff des Potentials von der Oberfläche des freigelegten Nerven.

ELEKTROPHYSIOLOGISCHE VORBEMERKUNG ÜBER DIE IMPULS- AUSBREITUNG UND DAS AKTIONSPOTENTIAL IN PERIPHEREN NERVEN

Bevor auf die Methodik der elektroneurographischen Messung eingegangen wird, sollen kurz einige grundlegende Tatsachen über die Erregungsvorgänge am peripheren Nerven genannt werden.

Das Substrat, an dem sich Erregungsvorgänge der Nervenfaser abspielen, ist die Axonmembran mit einem relativ hohen elektrischen Widerstand als Folge der geringen Ionendurchlässigkeit und ihrer relativ hohen elektrischen Kapazität. Diese Membran weist eine Dicke von ungefähr 50 Angström auf. Der elektrische Membranwiderstand motorischer Nervenfasern liegt zwischen 500 und 1000 Ohm/cm²; die Kapazität bei 3 μ F/cm² oder mehr (8). Das Potential zwischen Innenraum und Umgebung der Zelle beträgt unter physiologischer Bedingungen im Ruhezustand 50 - 80 mV (Membran- oder Ruhepotential) (33).

Heute ist die Iontentheorie nach HODGKIN (1951) (24) und HUXLEY (28) für die Erklärung des Ruhepotentials sowie die Entstehung und Fortleitung der elektrischen Impulse in der Nervenzelle allgemein akzeptiert. Zwischen Innen- und Außenseite der Nervenmembran ist eine Potentialdifferenz nachweisbar. Innerhalb des Axons findet man hauptsächlich Kaliumionen sowie Proteine. Die Konzentration der Kaliumionen ist innerhalb der Nervenzelle weit größer als außen. Die Konzentration der Chlor- und Natriumionen jedoch ist außen größer als innen. Konzentrationsdifferenzen und eine spezifische Durchlässigkeit der Membran für jede der verschiedenen Ionenarten verursachen eine Potentialdifferenz zwischen Innen- und Außenseite der Membran. Im Ruhezustand ist die Außenseite positiv, die Innenseite negativ geladen. Sobald das Ruhepotential der Nervenfaser durch einen Reiz kurzzeitig gesenkt, die Membran

also "depolarisiert" wird, erfolgt beim Überschreiten des "Schwellenpotentials" innerhalb kürzester Zeit (weniger als 0,1 msec) eine rapide Senkung des Potentials, das sich nach dem Erreichen des Minimums mit unterschiedlicher Steilheit wieder aufbaut. Das sogenannte Aktionspotential (AP) entsteht durch den Zusammenbruch der Spannungsdifferenz zwischen Außen- und Innenseite der Nervenmembran (31). Während der Dauer des Aktionspotentials wird die Innenseite der Membran nicht nur weniger negativ, sondern sogar positiv und beträgt dann während kurzer Zeit ungefähr +20 mV. Diese Umkehrung des Potentials geht mit Ionenverschiebungen einher. Es lassen sich 2 Phasen unterscheiden: eine depolarisierende und eine repolarisierende Phase des Aktionspotentials. Während der Depolarisierung, wenn also die Ladung an der inneren Membranseite von der Negativität zur Positivität umschlägt, wird die Membran in sehr spezifischer Weise für Natriumionen durchlässig. Es kommt zu einem Einströmen der Natriumionen durch die Membran. Während der Repolarisierung des Aktionspotentials nimmt die Durchlässigkeit der Membran für Kalium erheblich zu, was zu einem Kaliumausstrom durch die Membran führt (33).

Die geschilderten, zunächst lokalen Potentialveränderungen breiten sich über die Zellmembran in antidromer und orthodromer Richtung aus. Entsprechend dem "Alles oder Nichts-Gesetz" wird die Reizung eines Axons entweder voll beantwortet, nämlich mit einem typischen Aktionspotential, das dann fortgeleitet wird, oder der Reiz bleibt erfolglos, wenn die kritische Depolarisation nicht erreicht wird (32, 45). Solche unterschwelligen Depolarisationen können an marklosen wie an markhaltigen Neuriten auftreten. Sie gehen mit lokal begrenzten, geringen Ionenverschiebungen und dadurch bedingten Erregbarkeitsänderungen der Membran einher (25). Erfolgt eine überschwellige elektrische Reizung eines Axons, so wird das fortgeleitete Aktionspotential nicht sofort aufgebaut, sondern mit einer geringen Latenz (4, 27, 38).

Das Aktionspotential bewirkt für eine bestimmte kurze Zeitdauer eine Veränderung der Membranerregbarkeit, die Refraktärperiode genannt wird. Ihre Dauer läßt sich bestimmen, indem der Nerv in kurzer Folge über dieselben Reizelektroden zweimal nacheinander gereizt wird. Dabei ergibt sich, daß der gemischte periphere Nerv des Menschen für einen Zeitraum von 0,4 bis 0,6 msec nach einer vorausgegangenen Erregung praktisch unerregbar ist (44). Diese Zeitspanne wird als absolute Refraktärzeit bezeichnet (4, 63). Die Bestimmung der Refraktärzeit trägt zu einer besseren Erkennung leichter Funktionsstörungen der peripheren Nerven bei (40, 43). Nach der absoluten Refraktärperiode ist der Nerv teilweise wieder erregbar, es werden aber höhere Reizstärken benötigt, um eine fortgeleitete Erregung zu erzielen: Der Nerv verhält sich relativ refraktär. Die Erholungsphase bis zur Wiederherstellung der normalen Erregbarkeit wurde beim Menschen für den nervus medianus mit 2,3 bis 3,5 msec bestimmt (16, 43). Weiterhin folgte noch eine Periode mit vermehrter Erregbarkeit, die sich über weitere 5 bis 15 msec erstreckt (16).

Jede Nervenfaser vermag ein Aktionspotential in beiden Richtungen, also orthodrom und antidrom fortzuleiten (61). An einer Teilungsstelle des Axons wird die ankommende Erregungswelle in jedem Ast weitergeleitet (62). Die Wanderungsgeschwindigkeit einer Erregungswelle im Neuriten hängt davon ab, wie rasch die Membran von der Erregung depolarisiert wird. Hierbei spielen die spezifischen Eigenschaften der Membran, der Widerstand im Inneren des Axon und im Außenmilieu sowie die Anstiegszeit des Aktionspotentials eine Rolle (32). Entsprechend sind der Axondurchmesser und das Vorhandensein bzw. die Dicke der Myelinhülle von Bedeutung. Je dicker das Axon, um so größer ist die Nervenleitgeschwindigkeit im Nerven (32). Bei markhaltigen Nervenfasern ist die Myelinhülle lediglich am Ranvierschen Schnürring für jeweils eine Strecke von 0,5 bis 1,0 μ unterbrochen. Hier liegt die Axonmembran frei unter

dem Neurolemm. Die Myelinhülle besitzt einen hohen elektrischen Widerstand und wirkt wie ein Isolator. Eine Erregung soll daher nur am Schnürring entstehen können, und auch das fortgeleitete Aktionspotential vermag nur am Schnürring die erwähnten Veränderungen in Gang zu setzen, die ein neues Aktionspotential initiieren und die Fortleitung des Impulses garantieren. Die dabei ablaufenden Vorgänge benötigen Zeit, so daß das Aktionspotential an jedem Schnürring kurz zu verweilen scheint (23, 57). Im Gegensatz dazu werden die Internodallängen sehr rasch überwunden und dieses scheinbare "Springen" des elektrischen Impulses von Schnürring zu Schnürring gab Anlaß von einer "saltatorischen" Erregungsleitung zu sprechen (29). Verändern sich die Eigenschaften der Membran oder das des Axon umgebenden Milieus unter pathologischen Bedingungen, so verlangsamt sich die Leitungsgeschwindigkeit gewöhnlich. Da die Relation zwischen Aktionspotential und Schwellenreiz günstig ist, das heißt, da die Höhe des Aktionspotential ausreicht, um noch über zwei unerregbare Schnürringe eine überschwellige Depolarisation der Zellmembran hervorzurufen, ist der Sicherheitsfaktor für die Impulsfortleitung groß (61).

Der gemischte periphere Nerv des Menschen ist aus einer Vielzahl einzelner Neuriten zusammengesetzt, die sich grob motorische, sensorische und vegetative Fasern unterteilen lassen. Histologische Untersuchungen haben gezeigt, daß das Kaliber der Faser in einem solchen gemischten Nerven erhebliche Unterschiede aufweist. Dementsprechend sind auch deutliche Unterschiede in der Leitungsgeschwindigkeit festzustellen. Reizung eines gemischten Nerven führt zu einem Summenaktionspotential, das sich mit zunehmender Laufstrecke über den Nerven aufsplittert (Abb. 1). Dabei treten hauptsächlich 2 bis 3 Potentialanteile hervor, von denen jede eine bestimmte Gruppe synchronleitender Fasern repräsentiert (11, 12, 15).

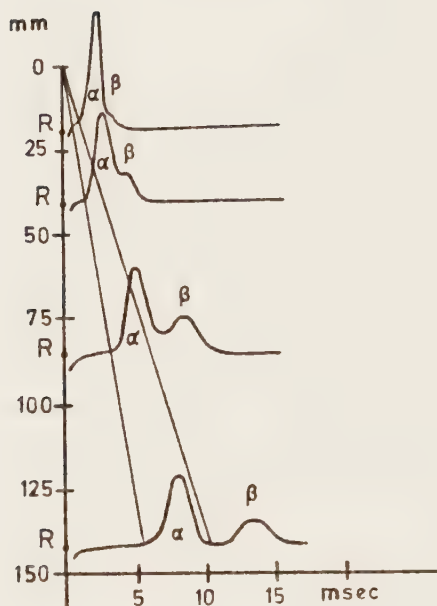


Abb. 1: Aktionspotentiale vom gemischten peripheren Nerven
(N. ischiadicus vom Frosch)

Zeitpunkt des Reizes ist der Punkt R. Die Zahlen am Rand der Ordinate geben die Entfernung zwischen Reizort und Ableitungsort wieder. Auffallend ist die zunehmende Dispersion des Potentials mit zunehmendem Abstand. Die Buchstaben α und β kennzeichnen die Aktionspotentiale, die durch die Erregung von A_α - und A_β -Fasern zustande kommen (Nach ERLANGER und GASSER, Am. J. Physiol. 70, 1924).

Nach der Leitgeschwindigkeit der zu den verschiedenen Potentialwellen betragenden Fasern unterscheidet man A- α -, β -, γ -, δ -, B- und C-Fasern. Die Neuriten der motorischen Vorderhornzellen, die die Skelettmuskulatur versorgen und die afferent von den Muskelspindeln kommenden Fasern gehören zu den raschleitenden Fasern der Gruppe A α . Sie weisen Nervenleitungsgeschwindigkeiten von 60 - 120 m/sec bei 37°C auf. Die von Berührungsrezeptoren der Haut kommenden Afferenzen leiten mit 40 - 90 m/sec den Impuls weiter und sind der A β Gruppe zuzuordnen. Die efferenten Fasern, die zu den intrafusalen Muskelfasern der Muskelspindel führen, gehören der A γ Gruppe an mit Leitungsgeschwindigkeiten von 30 - 45 m/sec. Die der A γ Gruppe angehörigen Fasern (Schmerzempfinden) weisen eine Nervenleitgeschwindigkeit von 15 - 25 m/sec auf. Die B-Gruppe beinhaltet präganglionäre vegetative Fasern (3 - 15 m/sec), und die am langsamsten leitende C-Gruppe repräsentiert postganglionäre Fasern des Sympathicus sowie afferente Fasern von freien Nervenendigungen an der Haut und der Schleimhäute mit einer Nervenleitgeschwindigkeit von 0,3 - 3 m/sec (33).

Im direkt vom ganzen Nerven registrierten Aktionspotential sind die einzelnen Faseranteile unterschiedlich vertreten, es ergibt sich nach überschwelliger Stimulation das sogenannte Summenaktionspotential (SAP) des gemischten Nerven (52).

EXPERIMENTELLER VERSUCHSAUFBAU

A Aufbau der elektroneurographischen Meßeinheit

Um die elektroneurographischen Untersuchungen am freigelegten peripheren Nerven vornehmen zu können, benötigten wir, wie in Abbildung 2 zu erkennen ist, eine Präzisionshalterung zur Applikation der Elektroden am Nerven, einen Reizgenerator, einen Einkanal-Elektroneurographen mit empfindlichem Verstärker, einen Averager (Mittelwertsbildner), einen Magnetbandspeicher sowie ein Oszilloskop vom dem mit einer Sofortbildkamera die Potentiale photographisch dokumentiert werden konnten. Im Folgenden sollen die bei unseren Untersuchungen verwendeten Geräte besprochen werden.

Das Blockschaltbild, Abbildung 3 zeigt den prinzipiellen Aufbau der elektroneurographischen Meßeinheit mit dem Reizgenerator. Dieses Reizgerät (DISA Ministim, Typ 14 E01) ist ein volltransistorierter spannungskonstant reizender Stimulator, der eine Reizung von Nerven in situ zuläßt. Zur Reizung des Nerven sind Rechteckimpulse vom Stimulator abrufbar. Der Einzelimpuls kann in seiner Dauer, Amplitude und Polarität verändert werden. Bei unseren Untersuchungen wurden Impulse von 0,1 bis 0,2 msec Dauer gewählt. Der Reiz läßt sich entweder von Hand oder aber automatisch mit einer variablen Wiederholungsfrequenz von 1 bis 100/sec auslösen. Jedem Reiz geht ein Vorimpuls zum Triggern der Kippschaltung des aufzeichnenden Oszilloskops voraus. Der Vorimpuls ist nicht im Reizsignal enthalten und hat einen eigenen Ausgangspunkt. Der Reiz läßt sich über einen zweifach abgeschirmten Ausgangstransformator abgreifen. Da die Sekundärseite des Transformators von anderen Schaltungen des Gerätes isoliert ist, wird dem Patienten optimaler Schutz gegen Folgen von etwaigen Störungen des DISA-Ministim geboten; die Verwendung eines galvanisch abgekoppelten Transformators vermindert auch den Reizeinbruch in die Aufzeichnung von Reizantworten, da

sich das elektrische Feld nur zwischen den Reizelektroden ausbilden kann und somit keine Ströme in die Ableit- und Erdelektroden fließen können.

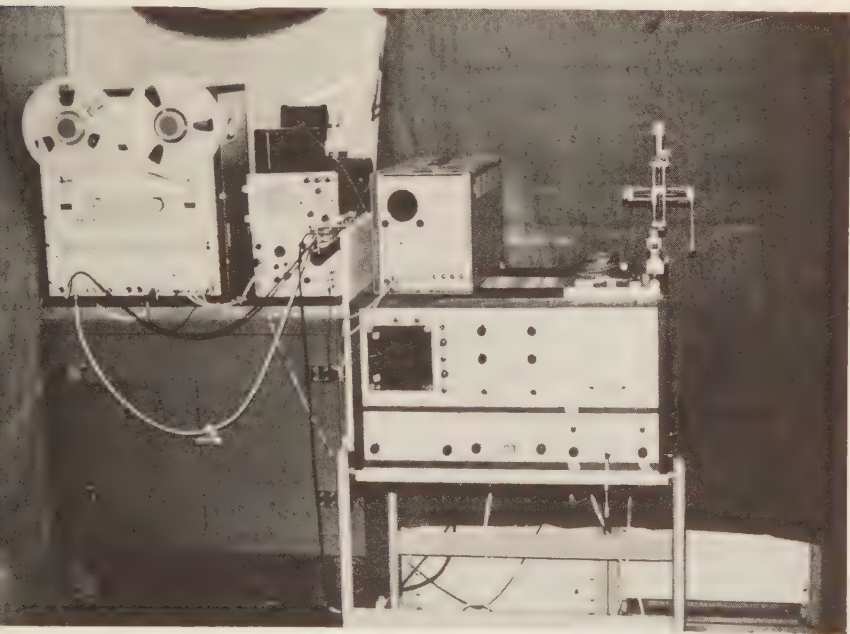


Abb. 2: Aufbau der Meßapparatur, bestehend aus:

1. Präzisionshalterung zur Applikation der Elektroden am Nerven
2. Reizgenerator
3. Einkanal-Elektroneurographen
4. Averager (Mittelwertsbildner)
5. Speicheroszilloskop
6. Polaroid-Sofortbildkamera
7. Magnetbandspeicher zur Dokumentation

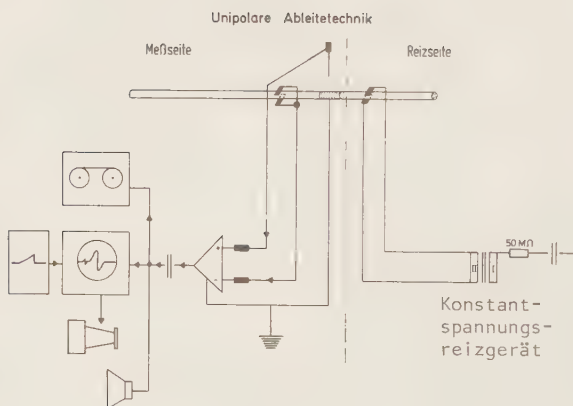


Abb. 3: Das Blockschaltbild zeigt den prinzipiellen Aufbau der elektroneurographischen Meßeinheit mit dem Reizgenerator. Die Ableitung der Summenaktionspotentiale des Nervens erfolgt nach unipolarer Technik, die schematisch dargestellt ist. Die Reizung des Nervens erfolgt bipolar.

Als Verstärker stand uns der DISA-Zweikanal-Elektroneurograph Typ 14 A 20 zur Verfügung, der die sehr kleinen Aktionspotentiale einer bis zu 40'000-fachen Verstärkung unterwarf, ehe sie einem Registriergerät und einem Sichtgerät zugeführt werden konnten. Aufgrund der notwendigen hohen Verstärkung ist die Messung sehr empfindlich gegen Netzwechselstromereinstreuungen. Daher müssen sowohl das EMG-Gerät als auch das Versuchstier sehr gut geerdet sein.

Die Eigenschaften des Verstärkers haben eine große Bedeutung für die Qualität der Messungen. Der verwendete Verstärker der Firma DISA ist ein Differentialverstärker, dessen Eingangsimpedanz aus mehreren Gründen sehr hoch (2×200 Megohm) ist: da der Verstärkereingang den Generatorwiderstand der Ableitelektroden belastet, wird am Verstärkereingang ein (frequenzabhängiger) Spannungsverlust entstehen, der um so größer sein wird, je kleiner die Eingangsimpedanz ist, und er wird somit eine Reduktion der Aktionspotentiale bewirken. Auch mit Rücksicht auf die Unterdrückung von gleichphasigen Signalen, wie zum Beispiel Brummspannungen, ist es notwendig, daß die Eingangsimpedanz hoch ist. Die Eingangsimpedanz setzt sich aus einem Ohm'schen Widerstand und parallel dazu aus einer Eingangskapazität zusammen, die aus Streuungs- und Montierungskapazitäten entsteht. Um eine hohe Eingangsimpedanz auch bei hohen Frequenzen aufrecht zu erhalten, ist es notwendig, daß diese Kapazität möglichst gering gehalten wird. Der Frequenzbereich des Verstärkers hat nämlich ebenfalls großen Einfluß auf die Qualität der Messungen. Der Frequenzbereich muß unter Berücksichtigung des Frequenzgehaltes der zu registrierenden Potentiale festgelegt werden. Um den Störgeräuschpegel zu reduzieren, soll er nicht größer als absolut notwendig sein. Der Störgeräuschpegel resultiert aus dem Eigenrauschen des Verstärkers, der vorgeschalteten Kabelkapazität, den elektrochemischen Eigenschaften der Elektrode und dem umliegenden Gewebe. Ein möglichst großer Amplitudenabstand

zwischen Signal und Geräusch ist anzustreben (siehe auch Seite 46). Ein zu kleiner Frequenzbereich wird bewirken, daß sowohl die Dauer als auch die Amplitude der Potentiale falsch wiedergegeben werden, aber andererseits soll der Frequenzbereich doch nicht größer als absolut notwendig sein. Man muß deshalb den Anteil der Frequenzen in den Potentialen abschätzen und eventuell eine Registrierung der gleichen Potentiale mit Verstärkern verschiedener Bandbreiten versuchen, wonach der Frequenzbereich unter der Berücksichtigung der zulässigen Verzerrung festgelegt werden kann (6). Bei unseren Untersuchungen erwies sich eine untere Grenzfrequenz von 20 Hz und eine obere Grenzfrequenz von 10'000 Hz als sinnvoll, denn hiermit konnten sowohl die schnellen Flanken der Nervenaktionspotentiale wie auch die relativ langsamen Anteile gut erfaßt werden.

Bei der Registrierung von Reizantworten können Störspannungen auftreten, die den Signal-Störabstand so dezimieren, daß das Verhältnis des zu messenden Aktionspotentials zum Störgeräusch sich 1:1 nähert. In solchen Fällen ermöglicht die "Averaging"-Technik die Analyse von Signalen, die durch das Rauschen oder andere Störsignale überlagert sind. In einem sogenannten Averager, einem Mittelwertrechner, wird eine Anzahl von Einzelsignalen addiert und durch die Anzahl der Mittelungsschritte dividiert. Hierbei wird das Rauschen unterdrückt und das Signal hervorgehoben. Im allgemeinen gilt die Regel, daß der Rauschanteil eines im Averager behandelten Signals mit der Quadratwurzel aus der Anzahl der Mittelungsschritte abnimmt (51). Es hat sich gezeigt, daß bei unseren Untersuchungen 50 Reizwiederholungen und Mittelungen ausreichten, um ein gutes Signal-Störverhältnis zu erreichen.

Zur Registrierung der einzelnen Summenaktionspotentiale wurde eine Bell- and Howell Magnetbandmaschine verwendet, die frequenzmodulierend arbeitet und bei einer Bandgeschwindigkeit von

30 Zoll/sec eine einwandfreie Frequenzwiedergabe im erforderlichen Bereich von 20 bis 10'000 Hz sicherte. Zur fotografischen Dokumentation wurden die Potentiale über ein Oszilloskop wiedergegeben und mit einer Polaroid-Sofortbildkamera aufgenommen. Eine Registrierung mit einem der üblichen Schreiber konnte nicht durchgeführt werden, da solche Schreiber keine höheren Frequenzen als einige 100 Hz wiedergeben können. Dies führt mit sich, daß sowohl die Amplitude, wie die Dauer der Potentiale falsch wiedergegeben würden.

B Elektroneurographische Reiz- und Ableitungsmethode

Bei unseren Untersuchungen ging es darum, eine bipolare Reizelektrode sowie eine bipolare Ableitelektrode, bzw. eine differente unipolare Ableitelektrode am freigelegten peripheren Nerven, in unserem Fall der Nervus ischiadicus, intra operationem anzulegen. In 20 Vorversuchen wurde dies zunächst am Nervus ischiadicus des Hasen durchgeführt, um die geeigneten Elektroden für die Messungen zu entwickeln. Die Entwicklung der letzten Elektrode sowie die Funktionsdiagnostik wurden an 20 Hunden durchgeführt. Im Folgenden soll die elektro-physiologische Reiz- und Ableittechnik beschrieben werden:

Die Erregbarkeit des peripheren Nerven läßt sich am besten prüfen, wenn der physiologische Erregungsprozeß durch eine künstliche, elektrisch ausgelöste Erregung ersetzt wird. Zur Reizung des Nervens sind Rechteckimpulse am besten geeignet. Gewöhnlich wurden Impulse von 0,1 bis 0,2 msec Dauer gewählt. Die Reizintensität sollte stets supramaximal gewählt werden, damit alle Fasern gleichzeitig erregt werden (64, 69). Die Reizspannung, die bei weiterer Intensitätszunahme weder die Amplitude des Summenaktionspotential vergrößert, noch den Kurvenverlauf verändert, konnte als supramaximal angesehen werden. Um sicher zu gehen, daß auch alle Faseranteile erregt wurden,

wurde die Intensität noch um 30 % über diesen Wert angehoben. Bei allen Messungen wurde spannungskonstant gereizt, daß heißt, die Reizspannung wurde vom Reizgerät variabel vorgegeben, während die Reizstromstärke vom Elektrodenwiderstand abhängig blieb.

Die Ableitung der Nervenpotentiale kann auf zwei Weisen erfolgen:

- a mittels bipolarer Ableitelektroden
- b mittels einer differentiellen unipolaren Ableitelektrode und einer indifferenten Referenzelektrode

In dem Falle einer unipolaren Ableitung, wird die sogenannte Referenzelektrode in schwaches bioelektrisches Gewebe, zum Beispiel subkutan, eingestochen. Bei unseren Versuchen wurde letztere Methode vorgezogen.

Zunächst wird an die Nervenfaser ein Impuls angelegt, der für die Erregung nicht ausreicht. Auf dem Oszilloskop wird der Reiz als kleine vertikale Ablenkung am Beginn der Periode, das heißt, am linken Bildschirmrand sichtbar. Dieses Signal wird als Reizeinbruch oder Reizartefakt bezeichnet. Es handelt sich dabei um ein Störsignal, das der Verstärker vom Reizgenerator auffängt. Das Reizartefakt - vorausgesetzt, es wird nicht zu groß - ist eine recht nützliche Zeitmarke für den Zeitpunkt der Reizung des Nerven. Wenn man nun die Reizstärke allmählich erhöht, so nimmt das Artefakt gleichermaßen zu, aber bei Überschreiten einer bestimmten Reizschwelle wird ein neues Signal, das Aktionspotential, auf dem Schirm sichtbar, mit einem bestimmten seitlichen Abstand vom Reiz (Abbildung 4). Wenn dieser Schwellenwert erreicht ist, wird die Reizstärke erhöht und man stellt fest, daß die Amplitude des Aktionspotentials schnell bis zu einem Maximalwert zunimmt, daß aber eine weitere Erhöhung der Reizstärke ohne Wirkung bleibt.

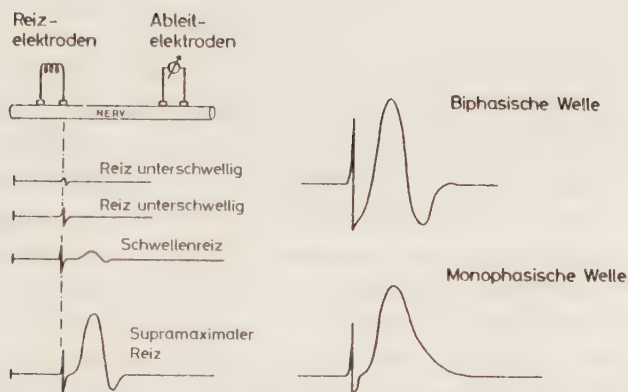


Abb. 4: Das Entstehen eines Aktionspotentials, gemessen an einem ganzen isolierten Nerven.

Die Stärke des elektrischen Reizes wird in einander folgenden Versuchen gesteigert (von oben links beginnend) Erst bei supramaximaler Reizung sind alle gemischten Fasern voll erregt und das Aktionspotential kommt zu seiner endgültigen Darstellung. (Nach KATZ, Oxford Univ. Press, London (1939)).

Das Aktionspotential wird unter der (kathodischen) Reizelektrode ausgelöst und läuft dann mit definierter Geschwindigkeit zu der oder den Ableitelektroden. Die Verzögerung ergibt sich aus der Zeit, die der Impuls für die Strecke zwischen dem Ort der Erregungsauslösung und der nächsten MeBelektrode benötigt. Das Signal besteht aus einer wellenförmigen Negativierung an der Nervenoberfläche, die eine oder wenige msec anhält. Wenn der Impuls einen bestimmten Ort des Nerven passiert, wird die Oberfläche dort für kurze Zeit elektrisch negativ in Bezug auf die Orte, die der Impuls noch nicht erreicht hat. So wird zuerst die den Reizelektroden nächste Ableitelektrode gegen die entfernte negativ; danach erreicht der Impuls auch die Elektrode, die entfernter liegt und macht diese negativ, während an der ersten Ableitelektrode das Potential schon wieder zu seinem Ausgangswert zurückkehrt: Man erhält ein sogenanntes biphasisches Aktionspotential.

Wenn man aber verhindert, daß der Impuls die zweite MeBelektrode erreicht, etwa durch Zerstörung der Zwischenregion oder durch ein Narkotikum, so mißt man eine einfache monophasische Welle, wenn der Impuls die erste Ableitelektrode erreicht. Ebenso erhält man ein monophasisches Aktionspotential, wenn man mit einer unipolaren MeBelektrode gegen eine indifferente Referenzelektrode mißt. Auf dem Oszilloskop des Elektroneurographen lassen sich die so entstandenen Aktionspotentiale darstellen und nach ihrer Dauer, Amplitude, Latenzzeit und dem Muster ihrer verschiedenen Komponenten (A-, B-, C-Wellen) begutachten. Im wesentlichen liefern sie folgende Informationen:

1. Die Anwesenheit einer Aktionspotentials ermöglicht es, den Funktionszustand des Nervens zu beurteilen. Ein AP erscheint nur dann, wenn der Nerv, bzw. der Faszikel noch intakt ist.

2. Die Leitungsgeschwindigkeit läßt Aussagen über die motorischen, sensorischen und vegetativen Faserspektren zu. Erniedrigte Leitungsgeschwindigkeiten zeigen entweder eine Schädigung am Axon oder regenerierende Axone an. Die Leitungsgeschwindigkeit ist direkt aus der Latenzzeit und der Laufstrecke nach folgender Formel bestimmbar:

$$\text{NLG m/sec} = \frac{\text{Laufstrecke mm}}{\text{Latenzzeit msec}}$$

3. Die Amplitude des Summenaktionspotentials gibt Auskunft über Zahl und Synchronisationsgrad der Einzelaktionspotentiale der gesunden Axone im gemischten peripheren Nerven. Dies als funktionsdiagnostisches Kriterium am Nerven zu verwerten, ist jedoch nur bei Verlaufsbeobachtungen gestattet.
4. Das durch unterschiedliche Anzahl, Leitgeschwindigkeit und Aktionspotentialamplitude der Fasern eines gemischten Nerven hervorgerufene Wellenmuster im Summenaktionspotential eignet sich zur Unterscheidung verschiedener Nerven oder Nervenfaszikel, da deren Faserspektren niemals identisch sein können. Dieses Muster ist charakterisierbar durch Anstiegssteilheit und Dauer des gesamten Summenaktionspotentials und durch Anzahl, Dauer, Form, Amplitude und Latenz seiner Komponenten.

C Operative Technik

Für die Entwicklung, Erprobung und Optimierung der Elektroden wurden zuerst 20 Hasen, beiderlei Geschlechts, etwa gleichen Alters, im Gewicht zwischen 3000 - 4000 g als Versuchstiere gewählt. Die Tiere erhielten intravenös, über die Ohrdrandvene, Nembutal^R, 40 mg/kg Körpergewicht langsam unter genauer Kontrolle der Wirkung injiziert.

Der Vorteil dieser intravenösen Anästhesie lag in ihrer einfachen Handhabung, dem sofortigen Wirkungseintritt, der guten Relaxation und der Möglichkeit, bei länger erforderlicher Narkosezeit eine Erhaltungsdosis von etwa 20 mg/kg Körpergewicht/Stunde zu injizieren. Als Nachteil wirkte sich die gefährliche Atemdepression dieses Narkotikums aus (65).

Nach Wirkungseintritt der Narkose wurden die Tiere in Seitenlage auf dem Operationstisch an den Extremitäten in Streckstellung fixiert und im Bereich des rechten Oberschenkels vom Sakralbein bis zur Kniekehle rasiert. Anschließend wurden die restlichen Tierhaare mittels einer Enthaarungscreme entfernt.

Nach ausreichender Oberflächendesinfektion und steriler Abdeckung des Operationsfeldes wurde ein etwa 15 cm langer Hautschnitt vom Hüftgelenk s-förmig bis zum Kniegelenk gelegt. Nachdem die durchtrennten oberflächlichen Hautgefäße koaguliert waren, wurde am seitlichen Oberschenkel die Muskelloge zwischen m. biceps femoris und m. vastus lateralis aufgesucht. Nach Eröffnung der Muskelfascie und stumpfer Spaltung der Muskulatur in Faserrichtung kam der unter diesen Muskeln verlaufende Stamm des n. ischiadicus zum Vorschein. Nach der weiteren Eröffnung des Muskelspaltes, gelang es zwei Spreizer zwischen die postero-laterale Oberschenkelmuskulatur einzusetzen und das Operationsfeld zur besseren Darstellung des Nerven zu erweitern. Zunächst wurde der n. ischiadicus in seinem Verlauf von knapp unterhalb des Hüftgelenkes nach distal bis zur Aufzweigung in seine Endäste den n. peroneus communis, n. tibialis und n. cutaneus femoris posterior unter höchster Sorgfalt makroskopisch dargestellt. Anschließend wurde unter Zuhilfenahme des Operationsmikroskop bei 16facher Vergrößerung in mikrochirurgischer Präparation der Truncus in seine Faszikeleinheiten aufgespaltet. Die anatomischen Verhältnisse und die Stelle der faszikulären Aufspaltung (siehe Pfeil) sind in Abbildung 5 dargestellt.



Abb. 5: Freigelegter n. ischiadicus in situ vor der faszikulären Aufspaltung unter dem Operationsmikroskop

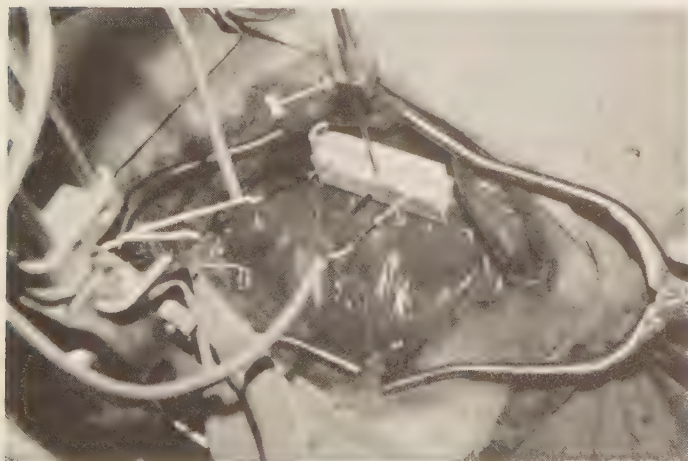


Abb. 6: Applikation des Teflon-Elektrodenblocks nach faszikulärer Aufspaltung des n. ischiadicus

Meistens konnten drei größere Faszikeleinheiten dargestellt werden. Diese einzelnen Faszikelgruppen wurden in die jeweiligen Elektroden gelegt und die Nervenaktionspotentiale in oben beschriebener Weise abgeleitet und dokumentiert. Um ein Austrocknen des Nerven zu verhindern, wurde von Zeit zu Zeit Ringerlösung auf das Operationsfeld und den Nerven aufgetropft.

Die Untersuchungen wurden bei Raumtemperatur ($24 - 26^{\circ}\text{C}$) durchgeführt. Um die Qualität und die Anwendbarkeit der einzelnen Elektroden für die Funktionsdiagnostik am freigelegten peripheren Nerven beurteilen zu können, wurden die elektroneurographischen Messungen nach einem standardisierten Muster durchgeführt. Am zunächst unversehrten gesunden Faszikelstamm wurde die Reizschwelle des jeweiligen Faszikels bei negativer sowie positiver Polarität des Reizes ermittelt. Nachdem für jeden Faszikel der supramaximale Reiz bei negativer wie positiver Polarität des Reizes festgestellt worden war und diejenige Position der Elektroden, die das größte Aktionspotential hervorgerufen hatte, gefunden war, wurde die Potentialantwort abgeleitet, auf Band gespeichert und anschließend photographisch zur Dokumentation festgehalten. Um das Aktionspotential später interpretieren zu können, wurde ein Untersuchungsbogen angelegt, auf dem die Meßdaten eingetragen wurden (Abbildung 7).

Nachdem eine ideale Elektrode für die elektroneurographische Untersuchung gefunden war, wurde für die Messungen am verletzten Nerven 20 Hunde, beiderlei Geschlechts, meist Schäferhunde als Versuchstiere gewählt.

Elektro-neurographische Untersuchung
am Nervus Ischiadicus

Datum:
Blatt:

Versuchstier : Hund Nr.

Narkose von bis ; Trapanal mg

Messung am ☐ Ventralen Faszikel
 ☐ Medialen Faszikel
 ☐ Dorsalen Faszikel

Anatomische Differenzierung : _____

Elektrodentyp : _____

☐ Nerv undurchtrennt ☐ Nerv durchtrennt
☐ Proximale Messung ☐ Distale Messung
☐ Orthodrome Ableitung ☐ Antidrome Ableitung

Reizschwelle bei - Polarität des Reizes	_____	V
+ Polarität des Reizes	_____	V
Supramax.Reiz - Polarität des Reizes	_____	V
+ Polarität des Reizes	_____	V
Reizdauer	_____	msec
Reizintervall	_____	sec
Reizanzahl bei - Polarität des Reizes	_____	Impulse
+ Polarität des Reizes	_____	Impulse
Unt./Obere Frequenzgrenze d. EMG-Verstärkers	_____	Hz
Empfindlichkeit des EMG-Verstärkers	_____	μ V/cm
Zeitbasis des EMG-Verstärkers	_____	msec/cm
Sweep Rate des CAT	_____	msec/Adresse
Vertikal Range des CAT	_____	
Bandaufzeichnung	von _____ bis _____	Zählwerk
Bild Nr.		

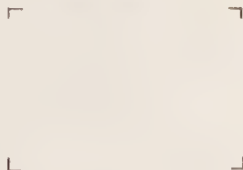


Abb. 7: Untersuchungsbogen, auf dem die elektro-neurographischen Meßdaten sowie das Summenaktionspotential für den entsprechenden Nervenfaszikel festgehalten werden.

Die Hunde waren geeignetere Versuchstiere, da sie in der Lage waren, die verletzte Extremität in die Höhe zu halten und sich auf drei Beinen vorwärts zu bewegen, im Gegensatz zum Kaninchen, das bei verletztem n. ischiadicus mit der jeweiligen Extremität bewegungsunfähig ist. Außerdem waren die anatomischen Gegebenheiten übersichtlicher.

Zur Narkose der Hunde wurde 5 %ige Thiopental-Na-Lösung (Trapanal^R) verwendet. Initial wurden 2 ml der 5 %igen Lösung injiziert und nach 60 - 90 Sekunden dauernder Pause die obige Menge so oft nachinjiziert, bis die gewünschte Narkosetiefe erreicht war. Die Tiere wurden intubiert und assistiert beatmet, da bei tiefer Narkose ein Flacherwerden der Atmung und unter Umständen ein Atemstillstand eintreten könnte. Die Operationstechnik und die sonstigen Bedingungen entsprachen dem Vorgehen bei den Hasen.

A Elimination von Störeinflüssen, methodische Fehler

Natürgemäß gibt es bei empfindlichen Messungen eine große Zahl von Störquellen. Hier seien einige spezifisch elektronische Probleme aufgegriffen, die bei unseren Messungen zu Störungen geführt haben. Bei der Registrierung von Summenaktionspotentialen fanden sich häufig Störeinflüsse durch Netzspannungen und durch Radiofrequenzen. Die Netzeinstreuungen wurden im wesentlichen durch zwei Größen bestimmt, nämlich durch das umgebende elektrische Feld (elektrostatische Einstreuung) siehe Abbildung 8a.

Die elektrostatische Einstreuung ist proportional der Feldstärke, also bei fester Geometrie proportional den irgendwo im Raum auftretenden Spannungen und außerdem proportional dem Widerstand zwischen aufnehmendem Leiter und Masse. Elektrostatische Einstreuungen erschienen am Oszilloskop typischerweise wie in Abbildung 8a dargestellt. Im Gegensatz zur Einstreuung durch elektrische Felder, führten die magnetischen Einstreuungen am Oszilloskop meist zu Signalen mit meanderartigem Aussehen (siehe Abb. 8b). Sie wurden selten größer als 1 mV, trat jedoch gleichermaßen in hochohmigen und niederohmigen Schaltungsteilen auf, vor allem zwischen den Masseverbindungen. Ihre Ursache war das magnetische Feld, welches seinerseits durch Stromflüsse bedingt ist. Als Quellen sind deswegen vor allem leistungsstarke Stromzuführungen und Transformatoren verdächtig (30).

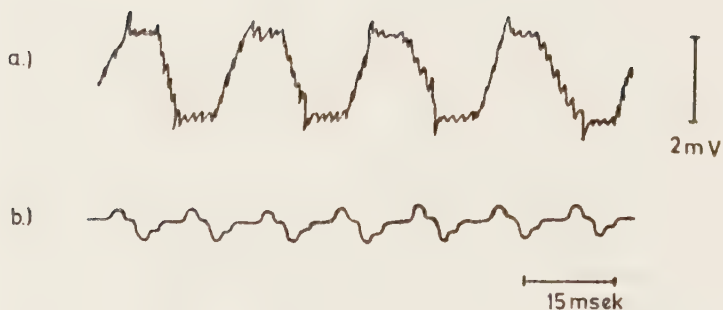


Abb. 8: Typisches Erscheinungsbild von Netzeinstreuung am Oszillographen (schematisch dargestellt)

a) elektrostatische 50 Hz-Einstreuung

b) induktive Einstreuung

Auf dem Oszilloskop ist die induktive Netzeinstreuung sichtbar. Das Aktionspotential ist auf zwei Kanälen gleichzeitig registriert worden.



Ein sich änderndes Magnetfeld induziert in jedem Leiter, der die Feldlinie kreuzt, eine Induktionsspannung. Falls der Leiter ringförmig um das Feld geschlossen ist, ergeben sich hohe Induktionskreisströme. Auf diese Weise konnten entlang des Gehäuses unseres Verstärkers Differenzen in den Massentialen bis 1 mV auftreten, falls das Gehäuse auf mehreren Wegen geerdet war und die Erdleitungssumme eine Induktionsschleife darstellte. Um diesen elektrostatischen und induktiven Einstreuungen vorzubeugen, sind von uns folgende Maßnahmen vor der Messung durchgeführt worden: Es wurden abgeschirmte Kabel an sämtlichen Eingangsleitern und an der Netzversorgung verwendet. Alle benachbarten Leiter wurden an einer gemeinsamen Erde geerdet. Der Einbau niederohmiger Komponenten, wo es möglich war, wurde durchgeführt. Masseverbindungen wurden unter Vermeidung von Masseschleifen durchgeführt. Es hat sich bewährt, möglichst kurze Anschlußkabel zu verwenden und die Kabelpaare zur Minimierung der Induktionsschleifen miteinander zu verdrehen. Falls es möglich ist, empfiehlt es sich Gleichstrom an Stelle von Wechselstrom zu verwenden. Um die Ergebnisse zu optimieren, wurden die Messungen in einem Faraday'schen Käfig durchgeführt. Es zeigte sich jedoch, daß sich hier zwar die elektrostatischen Einstreuungen verhindern ließen, die magnetischen Einstreuungen jedoch von diesem Käfig unbeeinflusst blieben.

Neben der Elimination von Störquellen war eine gut durchdachte Abschirmung und Erdverschaltung die beste Gewähr für störungsfreies Messen. Das Präparat (das Versuchstier) wurde auf möglichst kurzem Wege direkt am Verstärkereingang geerdet. Um zu vermeiden, daß die Masseverbindung zwischen dem Präparat und dem Eingang hohe Ströme führt, wurde darauf geachtet, daß das Präparat keine zusätzlichen Masseverbindungen, z. B. über geerdete Tische, Halterungen, Diathermie, etc., aufwies.

Für alle folgenden Verstärkungsstufen und für die weiteren Glieder der Meßkette galten die selben Grundsätze, obwohl die Verhältnisse dort meist nicht so kritisch waren, da bereits ein verstärktes Signal vorlag.

Es hat sich bewährt, daß ein Massepunkt gewählt wurde (z. B. am Oszillographeneingang) und die Erdleitung sternförmig zu den übrigen Geräten und Abschirmungen verlegt wurden. Dabei muß man berücksichtigen, daß große Masseschleifen auf jeden Fall vermieden werden, und daß die Abschirmung von Koaxialkabeln bereits Masseverbindungen darstellen (5).

Bei Beachtung der hier genannten Maßnahmen zur Beseitigung von Störeinflüssen waren qualitativ gute Summenaktionspotentiale von freigelegten peripheren Nerven registrierbar.

B Der Einfluß der Elektroden auf die elektroneurographische Messung

Von besonderem Interesse bei elektroneurographischen Messungen sind die Elektroden und ihre Applikation am Nerven. Innerhalb der Untersuchungen über die Funktionsdiagnostik am freigelegten peripheren Nerven mittels des Elektroneurogramms wurden acht verschiedene Elektrodentypen entwickelt, um Summenaktionspotentiale vom Nerven in situ naturgetreu abzuleiten. Hierbei galt es vornehmlich beim Anlegen der Elektroden, den Nerv nicht zu traumatisieren und ihn in einem spannungsfreien Zustand zu halten.

Die Einflüsse der Reizelektroden auf die elektroneurographischen Messungen sind vielfältig: Die Elektrodenfläche bestimmt über die Kontaktfläche am Nerven die Stromdichte. Je kleiner die Kontaktfläche, um so größer ist die Stromdichte und um so geringer wird die für den Reizerfolg nötige Stromstärke. Die Feldausbreitung ist hierbei begrenzt, denn diese steigt proportional mit der Elektrodenfläche. Weiterhin haben die Elektrodenflächen Auswirkungen auf die Polarisierung der Elektroden. Benutzt man blanke, polarisierbare Metallelektroden, so wird die vom Gewebe erzeugte Potentialdifferenz einen Stromfluß verursachen, der zu einer Polarisierung an der Phasengrenze zwischen Metall und Gewebsflüssigkeit führt. Diese Polarisierung ruft schnell eine entgegengerichtete "elektromotorische" Kraft hervor, die eine getreue Abbildung der stetigen Potentialdifferenz des Gewebes verändert (32). Dieser Polarisierungseffekt ist um so größer, je kleiner die Elektrodenübergangsflächen sind und je mehr Strom das Meßsystem durchfließt. Hieraus ergibt sich ein weiteres Argument für Meßverstärker mit hohem Eingangswiderstand, da auch dieser eventuelle Polarisierungsströme begrenzt. Das Entstehen von nicht kompensierbaren elektrochemischen Spannungen und Übergangskondensatoren, die Rauschen verursachen, kann verhindert oder zumindest stark reduziert werden, wenn man unpolarisierbare oder möglichst geringfügig polarisierbare Elektroden nimmt (49).

Der Abstand der Reizelektroden hat ebenfalls Einfluß auf die Stromdichte. Je näher die beiden Reizelektroden zueinander liegen, um so größer ist die Stromdichte, weil damit auch die horizontale Ausdehnung des elektrischen Feldes verkleinert wird. Der Übergangswiderstand der Reizelektroden nimmt Einfluß auf den Leistungsabfall des Reizimpulses. Je geringer der Übergangswiderstand ist, um so kleiner ist der Leistungsabfall bei konstanter Spannung. Es soll jedoch darauf hingewiesen werden, daß

der Widerstand bei direktem Gewebekontakt angesichts der Leistungsreserven des Reizgerätes vernachlässigt werden kann.

Der Abstand der Ableitelektroden zueinander hat Einfluß auf das "Brummen" und die Gleichtaktunterdrückung. Je näher die beiden Ableitelektroden zueinander liegen, um so kleiner ist das "Brummen" und um so größer ist die Gleichtaktunterdrückung. Dies erfordert jedoch größere Verstärkungen. Symmetrische, geometrische Anordnungen der Elektroden ermöglichen einen besseren Abgriff des Potentials, weil dadurch der Ableitungs-ort räumlich exakter definiert ist (51).

Die Applikation der Elektroden am Nerven hat Einfluß auf das Reizartefakt. Man kann das Reizartefakt oft zum Verschwinden bringen oder wesentlich verringern, wenn man die Elektrodenpaare zueinander in geeigneter Weise anordnet, d. h. so, daß beide Ableitelektroden soweit wie möglich das gleiche Artefaktssignal aufnehmen (49).

ERGEBNISSE

A Ergebnisse einzelner Elektroden

An 20 Kaninchen, etwa gleichen Alters, beiderlei Geschlechts und ähnlichem Gewicht, sowie an 10 Hunden, beiderlei Geschlechts, meist Schäferhunde, wurden verschiedene Elektrodentypen entwickelt und am freigelegten, faszikulär aufgespaltenen n. ischiadicus zur Ableitung von Nervenaktionspotentialen eingesetzt.

Die Kaninchen wurden durch intravenöse Injektionen von Nembutal^R (40 mg/kg Körpergewicht), die Hunde durch i. v. Injektion von Trapanal^R (initial 5 ml 2 %ige Lösung) in Narkose versetzt. Unter streng sterilen Kautelen wurde nach Spaltung der posterolateralen Oberschenkelmuskulatur der n. ischiadicus makroskopisch dargestellt. Anschließend erfolgte die faszikuläre Aufspaltung unter dem Operationsmikroskop und danach die Applikation der jeweiligen Elektroden an einem Nervenfaserbündel.

In Anlehnung an die Untersuchungen von HAKSTIAN (1968) (18) und TERZIS (1976) (64), die elektrophysiologische Untersuchungen am freigelegten Nerven zur Beurteilung der Funktionstüchtigkeit des Nerven vornahmen, bestand das Meßsystem aus je zwei Nadelelektroden - einer Reizelektrode und einer Ableitelektrode - die gegeneinander auf einer Präzisionshalterung mit Elektrodenmanipulatoren verschoben werden konnten (Abb. 9). Die Nadelelektroden bestanden aus 0,1 mm im Durchmesser dicken Insektennadeln, die hakenförmig geformt waren. Der Abstand der beiden Reiz- sowie der Ableitelektroden zueinander, betrug jeweils 5 mm.

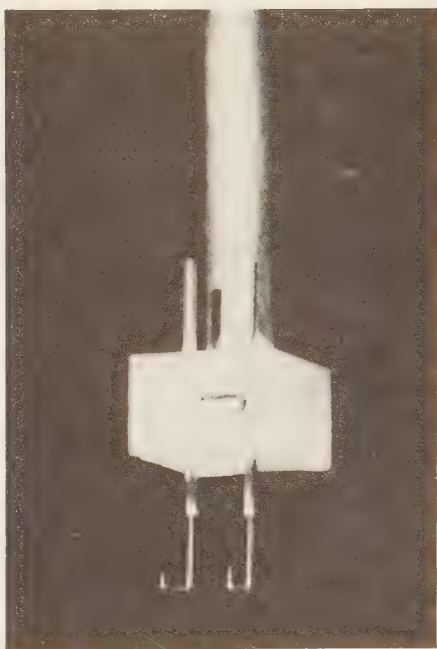


Abb. 9: Bipolare Insektennadelelektrode mit wahlweise veränderlichem Abstand zwischen Reiz- und Ableitelektroden (20, 30 und 50 mm)
Abstand der Reizelektroden zueinander: 5 mm
Durchmesser der Nadel: $0,1 \text{ mm}^2$

Nachdem die beiden Elektroden in ihren Präzisionshalterungen in die Operationswunde auf das Niveau des n. ischiadicus eingefahren waren, wurde der Nerv vorsichtig eingehängt. Hierbei mußte darauf geachtet werden, daß dies spannungsfrei geschieht und der Nerv durch die aufgebogenen Enden der Elektroden nicht iatrogen verletzt wurde. Danach wurde der Abstand zwischen den beiden am nächsten zueinander liegenden Reiz- und Ableitelektroden festgelegt (meist ein ganzzahliges Vielfaches von 10 mm).

Die Qualität der Elektroden wurde nach folgenden Kriterien bewertet:

- 1 Polarisisationseffekt der Elektroden
- 2 Elektrodenübergangswiderstand (möglichst gering)
- 3 Größe des Elektrodenrauschens, das indirekt eine qualitative Bewertung der unter 1 und 2 genannten Parameter ermöglicht.
- 4 Ausbildung des Reizartefaktes und Überlagerung mit dem SAP
- 5 Elektrodenabstand, bei dem ein differenziert ausgebildetes SAP noch abgeleitet werden kann.
- 6 Die Reizschwelle für den jeweiligen Faszikel in Abhängigkeit von der Reizdauer.
- 7 Geringste nötige Verstärkungsstufe, damit das SAP gut darstellbar wurde, d. h. Amplitudengröße des SAP über mindestens zwei Bildschirmseinheiten des Oszilloskops.

Interpretiert wurden die A_{α} -Wellen des SAP, d. h. die hochfrequenten Potentialanteile der schnellleitenden Fasern sowie das Dispersionsverhalten des SAP.

Diese Nadelelektroden zeigten nun folgende Ergebnisse:

Wegen der durch die Nervenzreizung ausgelösten Zuckungen der Muskulatur, konnte kein konstanter Elektrodenkontakt am Nerven erreicht werden. Die Muskelkontraktionen führten häufig auch zu Veränderungen der eingestellten Reiz- und Ableitelektrodenabstände, die ja beibehalten werden mußte, um daraus die Nervenleitungsgeschwindigkeit zu berechnen und um die Nervenaktionspotentiale bei Nachmessungen reproduzieren zu können. Um den Elektrodenkontakt aufrechtzuhalten, mußte der Nerv unter Spannung gehalten werden; dies auch, um ein Durchhängen des Nervens zwischen den Elektroden zu vermeiden. Durch die Belastung der Elektroden lockerten sich diese häufig in ihrer Halterung, verdrehten sich um ihre vertikale Achse und der Abstand der beiden Reizelektroden, bzw. der beiden Ableitelektroden variierte. Ebenso konnte der Nerv durch die Spannung lädert werden. Die Elektrodenfläche (0,1 mm im Querschnitt) war zu gering, um eine reizwirksame Stromstärke bei kleiner Spannung zu applizieren. Andererseits lagen durch den ungleichen Elektrodenkontakt an der Anode und Kathode verschiedene Spannungen an, was zu einem starken Reizeinbruch führte. Die Reizflanken bildeten sich unsymmetrisch ab. Durch die Auflagerung des Reizartefaktes auf die A_{α} -Welle des SAP konnte das Potential bei Reiz- Ableitelektrodenabständen von 20 - 30 mm nicht unverzerrt abgeleitet werden. Das Elektrodenrauschen bewegte sich in der Größenordnung von 50 μ Volt. Die Reizschwelle der Faszikelbündel lag im Mittel bei 0,56 Volt bei 0,1 msec Reizdauer, der Verstärkungsfaktor betrug 4000 (Abb. 10).

Um den Übergangswiderstand zu erniedrigen, wurden bei einem zweiten Modell die Insektennadeln durch Federstahldraht ersetzt, der einen Querschnitt von 0,2 mm² hatte. Der Federstahl war stabiler als die Insektennadeln, doch auch hier bestand der Nachteil, daß die Befestigung der Nadeln eine axiale Verdrehung zuließ und somit einen konstanten Abstand zwischen Reiz- und Ableitelektroden nicht gewährleistete.

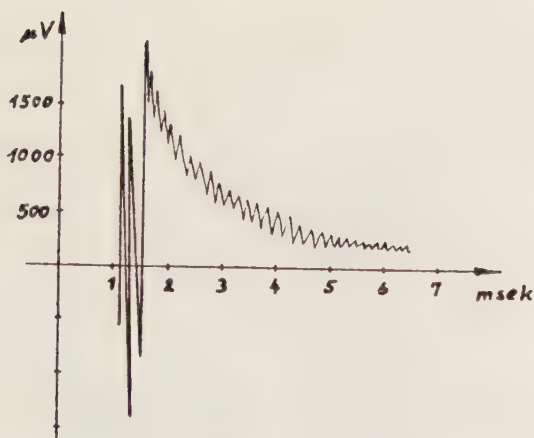
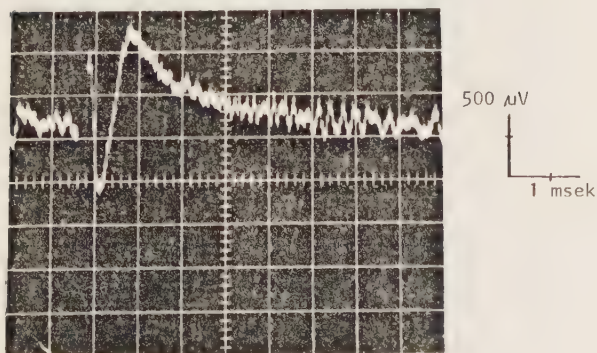


Abb. 10: Oben schematisch dargestelltes Aktionspotential, das mit der Insektennadelelektrode vom Nervenfaszikel abgeleitet wurde.

Das SAP wird vom Reizartefakt sowie vom Elektrodenrauschen überlagert. Reizdauer 0,1 msek.

Unten Bild vom Oszilloskop



Bei dieser Elektrode betrug der Abstand zwischen Reiz- und Ableitelektrode 6 bis 8 mm (Abb. 11). Der Verstärkungsfaktor betrug ebenso wie bei der ersten Elektrode 4000; das Elektrodenrauschen konnte nicht weiter unterdrückt werden und der Reizartefakt überlagerte sich auch hier mit dem SAP (Abb. 12).

Nach Meßverfahren mit diesen ersten Elektroden wurde eine bipolare Ableitelektrode nach RÖHRICH (53) entwickelt, die folgende Anforderungen erfüllte.

Konstanter Abstand zwischen den beiden Ableitelektroden mit vorgegebenem, wählbarem Abstand der beiden Elektroden zueinander (1 mm, 2 mm, 3 mm). Zwischen Reiz- und Ableitelektroden befand sich eine Erdungselektrode. Eine Abschirmung der ganzen Elektrode wurde vorgenommen, um äußere Störeinflüsse weitgehend auszuschalten. Dies gelang dadurch, daß die Keramikfassung, die die Elektroden beinhaltet, mit einem Metallgehäuse umgeben wurde. Als Material für diese Elektroden diente schwer verformbarer $0,6 \text{ mm}^2$ im Querschnitt betragender starker Federstahldraht (Abb. 13).

Bei dieser Elektrode war von Vorteil, daß sich das Erdpotential vor der Ableitelektrode befand und somit der Reizeinbruch sich symmetrisch darstellte. Weiterhin bestand auch bei diesem Meßsystem die größte Schwierigkeit darin, einen definierten Reiz-Ableitabstand zu erhalten, denn auch hier lagen die Reizelektroden in der Längsachse des Nerven, und die Hakenlektroden, für die die gleichen Einwände wie oben genannt bestanden, mußten zur Reizung wiederverwendet werden. Das Elektrodenrauschen verhielt sich bei dieser Elektrode besser, weil die Elektrodenwiderstände wegen des größeren Querschnitts geringer waren. Die SAP konnten mit geringerer Verstärkerempfindlichkeit (Verstärkungsfaktor 2000) registriert werden (Abb. 14).

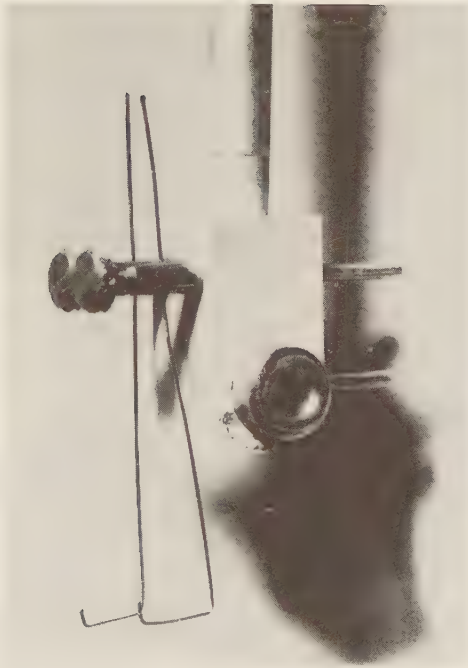


Abb. 11: Federstahlelektrode, bipolar mit festem
Abstand der Elektroden zueinander (6 mm)
Durchmesser des Federstahls: $0,2 \text{ mm}^2$

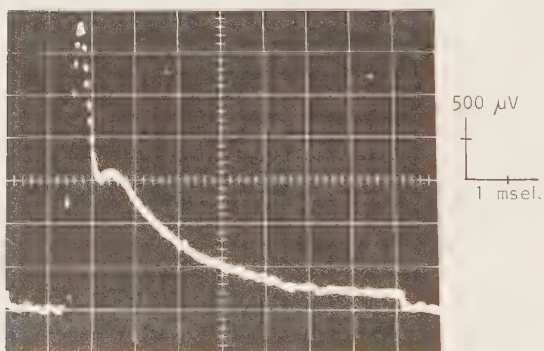
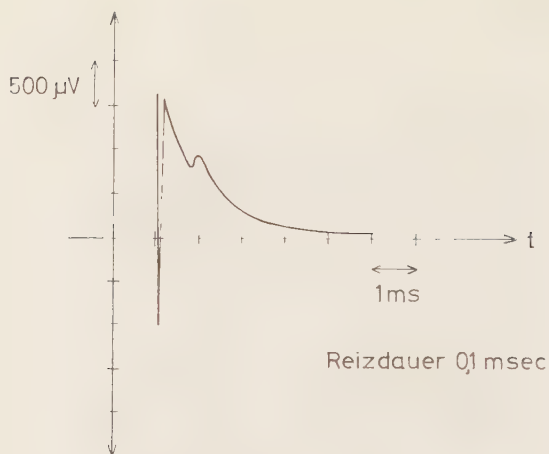


Abb. 12: Summenaktionspotential, das mit der Federstahlelektrode registriert wurde.
Oben schematisch dargestellt, unten direkt vom Oszilloskop

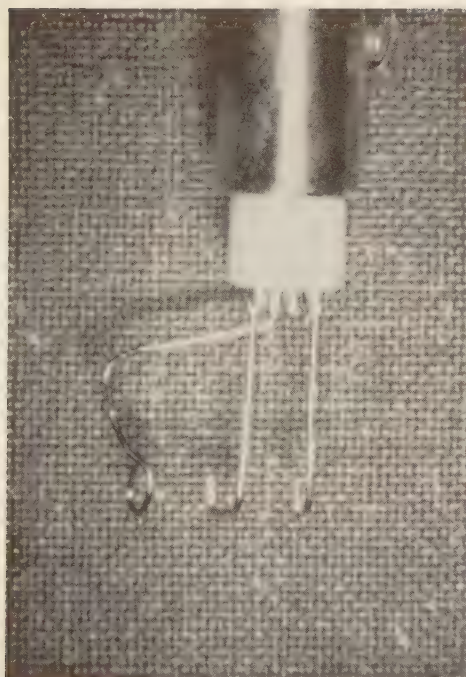


Abb. 13: Federstahlelektrode mit vorgelagerter Erdungselektrode, eingefast in Aluminiumhydroxid, ummantelt von einem Stahlgehäuse.

Elektrodenabstand mittels Steckbuchsen wählbar zwischen 1, 2 und 3 mm.

Durchmesser des Federstahls: 0,6 mm

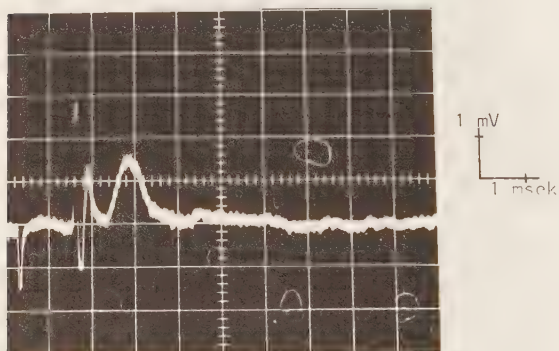
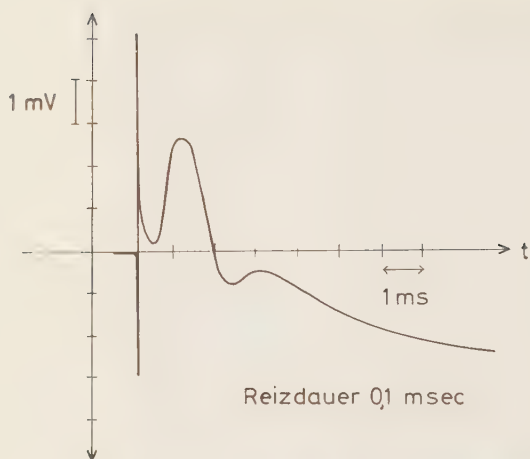


Abb. 14: Summenaktionspotential, das mit der Federstahl-
kermaik-Elektrode vom Nervenfaszikel registriert
wurde.

Oben schematisch dargestellt, unten vom Oszilloskop
abphotografiert.

Auch wenn diese Ableitelektrode bessere Ergebnisse lieferte, so blieben dennoch einige der vorhin genannten Mängel bestehen.

Dies führte dahin, eine Schiene zu konstruieren, die die beiden Reizelektroden, beide Ableitelektroden und symmetrisch zu diesen eine Erdungselektrode in einem Block aufnehmen konnte. Dies gelang in dem $0,8 \text{ mm}^2$ im Querschnitt starke Silberdrähte in Palacos (Knochenzement, einem gewebeneutralen polymeren Kunststoff), eingebettet wurden und eine U-förmige Rinne soweit eingeschliffen wurde, bis die Silberdrähte freilagen. Diese wurden dann bis zu ihrem Durchmesser angeschliffen, damit eine exakte Elektrodenoberfläche definiert war (Abb. 15).

Der Abstand der Reiz- zur Ableitelektrode betrug bei einem dieser Modelle 1 cm, bei einem zweiten 3 cm. Die Distanz der Reizelektroden zueinander betrug 2 mm, die der Ableitelektroden ebenfalls 2 mm.

Diese Elektrode hat den Vorzug, daß nur ein Elektrodenhalter in Anspruch genommen werden mußte und somit eine bessere Applikation der ganzen Reizableitvorrichtung am Nerven in situ möglich war. Der Nervenfaszikel konnte erstmals spannungsfrei in den Elektrodenblock eingelegt werden und durch die feste Anordnung der Reiz- und Ableitelektroden war erstmals eine reproduzierbare Bestimmung der Nervenleitgeschwindigkeit und der SAP durchführbar.

Unbefriedigend jedoch war, daß in Abhängigkeit von der Dicke der einzelnen Nervenfaszikel und der vorgegebenen Form der Elektrodenrinne nicht bei jedem Nervenfaszikel ein idealer Elektrodenkontakt erreicht wurde. Auch konnte der Reizeinbruch bei diesen Elektroden noch nicht vollständig eliminiert werden.



Abb. 15: Silberdrahtelektrode in Palacos^R eingebettet.
 Bipolare Reiz- wie Ableitelektroden mit zentrierter
 Erdungselektrode
 Abstand der Reiz- zu den Ableitelektroden: 30 mm

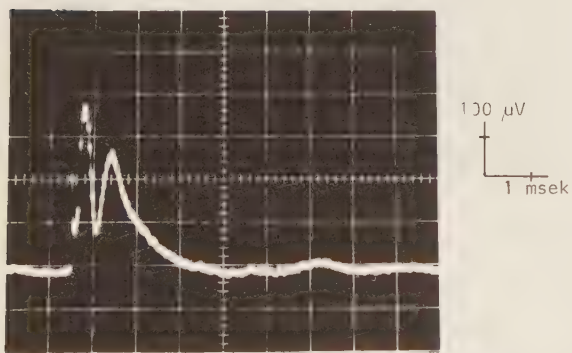
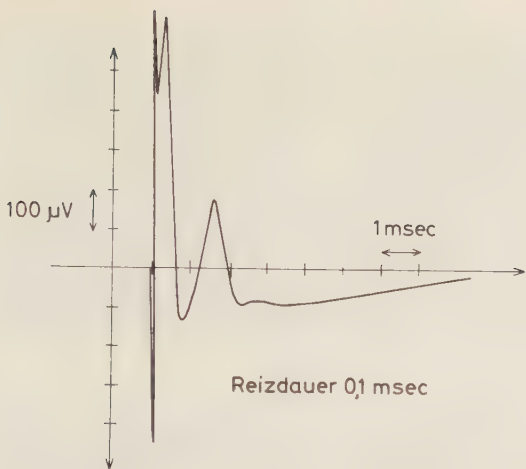
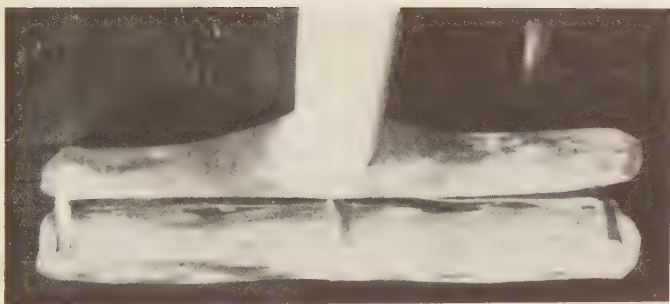


Abb. 16: Summenaktionspotential mit den Feinsilberelektroden im Palacosblock vom Nervenfaszikel abgegriffen

Es hat sich gezeigt, wie auch von ERLANGER und GASSER (1924) (12) beschrieben wurde, daß bei einem zu geringen Abstand der Reizelektroden von den Ableitelektroden, wegen der kurzen Laufstrecke, eine nur geringgradige Differenzierung des Summenaktionspotentials möglich ist.

Bei dieser Elektrode wurde ein hohes Elektrodenrauschen festgestellt. Dies konnte erklärt werden durch den geringen Abstand beider Ableitelektroden zueinander, der Einfluß auf den Signal-Rausch-Abstand nimmt. Die hohe notwendige 20'000fache Verstärkung wurde durch einen geringen Flüssigkeitspegel in der U-förmigen Rinne verursacht, durch den die Differenzspannung zwischen den Ableitelektroden kurzgeschlossen wurde (Abb. 16).

Um aber die Symmetrie (entspricht der "Gleichtaktigkeit") des Reizeinbruches weiter zu verbessern, wurde ein neuer Elektrodenblock konzipiert. Hier sollten die beiden Reiz- und die beiden Ableitelektroden geometrisch symmetrisch zueinander angeordnet werden, damit das Artefakt durch die Differenzverstärkung minimal klein (und kurz) werden konnte (Abb. 17). Auch bei diesem Elektrodentyp wurde 0,8 mm im Querschnitt starker Feinsilberdraht im Eingußverfahren in einen inerten, polymeren Kunststoff eingebettet. Diesesmal verwendeten wir Paladur^R. Die Rinne in der der Nerv später liegen sollte, wurde nicht wie beim vorhergehenden Modell U-förmig sondern V-förmig gestaltet, um je nach Faszikelstärke einen gleichmäßigen Elektrodenflächenkontakt zu erhalten. Hierbei sollte sich der Nerv durch sein Eigengewicht und seine Eigenspannung soweit in die V-Rinne einziehen, bis er auf beiden Seiten gleichgroßen Elektrodenflächenkontakt hat. Es zeigte sich, daß der Öffnungswinkel der Rinne und die Dicke des Faszikels jedoch miteinander korrelieren mußten. War der Nerv zu dünn und der



17a

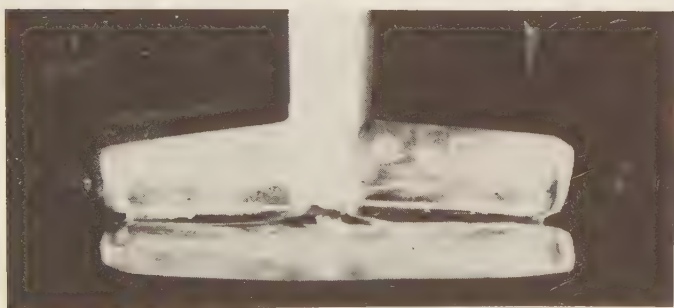


Bild der V-Silberelektrode ohne Ecke

17b

Abb. 17: Feinsilberelektrode in Paladur^R eingebettet.
Die Elektroden liegen V-förmig zueinander.
In Abbildung 17a mit Erdungselektrode,
in Abbildung 17b wurde auf die integrierte
Erdungselektrode verzichtet und elektroden-
fern eine Erdungselektrode angebracht.

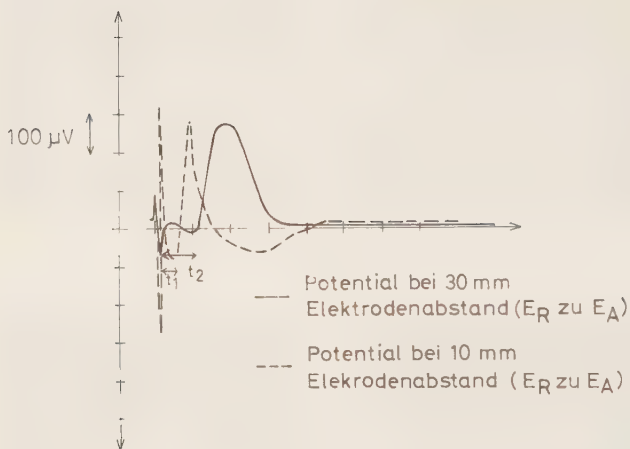


Abb. 18: Schematische Darstellung des Summenaktionspotentials, das mit der Feinsilberelektrode im Paladurblock registriert wurde.

Durch elektrodenferne Erdung im subkutanen Fettgewebe wurde eine Symmetrierung des Reizartefaktes erreicht. Registrierelektroden in verschiedenen Abständen von den Reizelektroden entlang des gemischten Nervenfaszikkels (Nach ERLANGER und GASSER: Electrical Signs of Nervous Activity. Univ. Pennsylvania Press, 1937)

Öffnungswinkel zu groß, so rutschte der Faszikel ganz hindurch und lag in der Rinne unten auf. Dies hatte zur Folge, daß zwischen den Reiz- und den Ableitelektroden durch Gewebsflüssigkeit eine Kurzschlußbrücke entstand. Dies vergrößerte wiederum den Reizeinbruch und machte auch eine größere Verstärkung der Eingangssignale notwendig, da die Spannungsdifferenz aufgrund des kleinen Kurzschlußwiderstandes zwischen den Ableitelektroden sehr klein war. Weiterhin konnte man feststellen, daß die Erdungselektrode, die in der Mitte zwischen Reiz- und Ableitelektroden lag, Störungsspannungen aufkommen ließ.

Dies führte dazu, daß wir eine elektrodenferne Erdung mittels Nadelelektroden von großem Querschnitt vorzogen (Erdung im subkutanen Fettgewebe mittels Spritzenkanüle). Durch die elektrodenferne Patientenerde war wiederum Symmetrie zu beiden Reiz- und Ableitelektroden gewahrt (Abb. 18).

Um den Effekt der Polarisierung, der bei allen vorhergenannten Elektroden auftrat, auszuschalten, wurde eine unpolarisierbare Silber-Silberchlorid-Elektrode hergestellt. Durch die Benutzung der unpolarisierbaren Elektrode sollte das Entstehen von Elektrodenrauschen unterdrückt werden. Zwei silberne Elektrodenplättchen (1,5 mm breit, 5 mm hoch und 0,2 mm stark) wurden V-förmig in Paladur^R so eingebettet, daß ihre Elektrodenflächen plan in der V-Rinne des Elektrodenblockes lagen. Der Abstand beider bipolaren Elektroden betrug 20 mm zueinander. Anschließend wurden diese Elektroden elektrolytisch chloriert und zeigten danach einen grauen Überzug (Abb. 19). Diese Elektrode wies die sehr niedrige Impedanz (gemessen mit 1kHz Wechselstrom) von 72,7 Ohm auf. Mit dieser Elektrode konnten gute Potentiale vom Nerven abgegriffen werden; die Empfindlichkeit des Verstärkers lag im mittleren Bereich (Verstärkungsfaktor 4000), das Elektrodenrauschen wurde erheblich reduziert (etwa 20 uVolt). Da auch die Reizelektroden chloriert worden waren

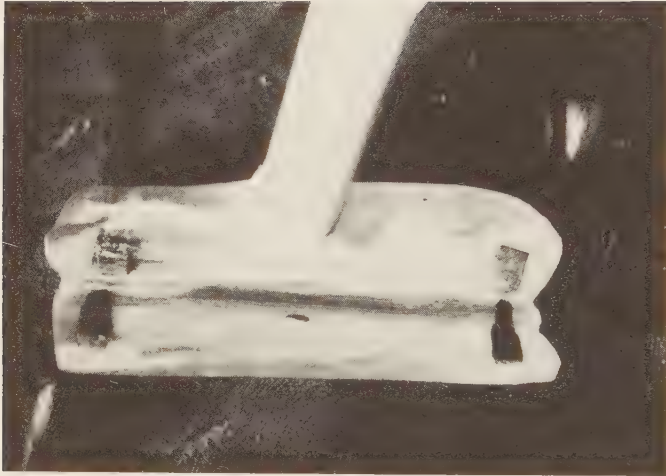


Abb. 19: Chlorierte Silberelektrode in Paladur^R eingebettet.
Elektrodenflächen V-förmig zueinander angeordnet
Abstand der Elektroden zueinander: 20 mm
Impedanz: $72,7\Omega$ gemessen an 1kHz-Wechselstrom

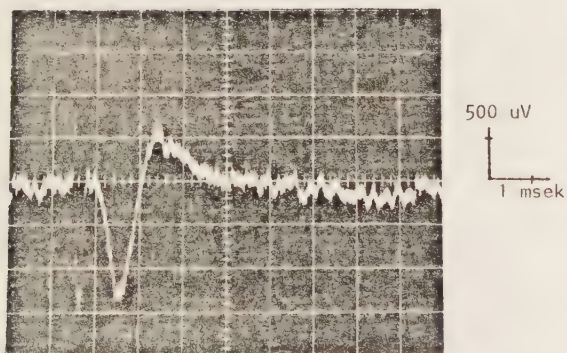
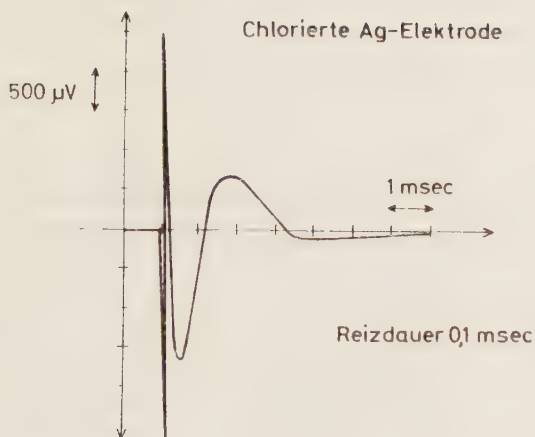


Abb. 20: Schematische Darstellung des Summenaktionspotentials, das mit der chlorierten Silberdrahtelektrode im Paladurblock registriert wurde.

und damit die gute Leitfähigkeit des ursprünglich metallischen Leiters reduziert wurde, mußten höhere Reizspannungen zur Erzielung supramaximaler Reize in Kauf genommen werden. Zur Auslösung des SAP benötigten wir Reizstärken bis zu 5 Volt (Abb. 20).

Da die unpolarisierbare Elektrode auf elektrolytischer Basis arbeitet, kann durch sie nur eine gewisse Strommenge fließen, bis sie ihre Eigenschaften verliert. Das Produkt aus Stromstärke (I) und Zeitdauer (t) muß unbedingt kleiner sein, als $I \times t$ bei der Herstellung. Bei der Anwendung darf die Stromstärke nur einen kleinen Bruchteil von derjenigen bei der Herstellung betragen (49). Dies konnte bei unseren Untersuchungen nicht gewährleistet werden, so daß die Ag-AgCl Elektrode nach kurzer Anwendungsdauer ihre ursprünglichen Eigenschaften verlor.

Die Erfahrung mit den bis jetzt erwähnten Elektrodentypen veranlaßte uns, eine Elektrode zu fertigen, bei der alle Kriterien für optimale Ergebnisse für eine elektroneurographische Messung erfüllt sind. Dieses Meßsystem enthält in einem U-förmigen Teflonblock eine Reiz- und nur eine Ableitelektrode in einem Abstand von genau 30 mm. Komplementär hierzu ist auf einem Teflonstempel, der auf Schliff in die Aussparung des Teflonblockes paßt, in gleichem Abstand eine Reiz- und eine Ableitelektrode angebracht. Um einen Gewebsflüssigkeitsstau am Boden des Elektrodenblockes zu verhindern, sind 3 Drainagelöcher gebohrt worden. Als Elektrodenmaterial wurde Platin gewählt, das einen wesentlich geringeren Polarisierungseffekt als Silber aufweist und ein genügend guten Elektronenübertritt gewährleistet. Aus der Abbildung 21 kann der Aufbau dieser Elektrode sowie ihre technischen Maße entnommen werden.

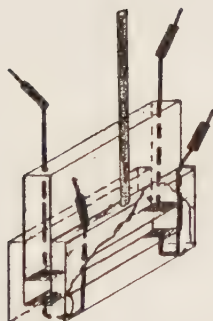
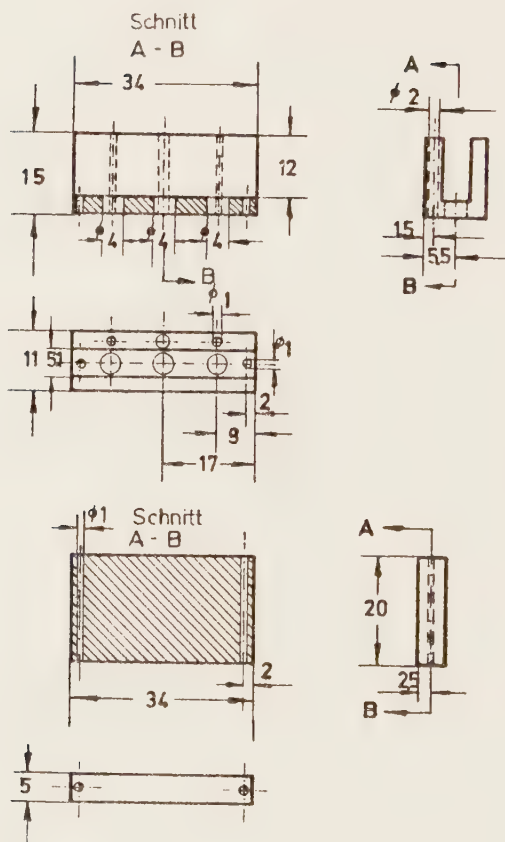


Abb. 21a: Plastische Darstellung des
Elektrodenblocks im Maßstab
1 : 1

U-Schiene



Block (Einsatz)

Abb. 21b: Fertigungsskizze der U-Schiene und des Einsatzblockes im Maßstab 1 : 1. Verwendeter Werkstoff PTFE (Teflon^R).

Bei einer Reizelektrodenfläche von $2 \times 1 \text{ mm}^2$ bei jeweils gegenüberliegenden Reizelektrodenflächen wird eine optimale Depolarisation der Nervenmembran dadurch erreicht, daß sich die Feldlinien senkrecht zur Membran ausbreiten und die Feldausbreitung des Stromes wegen des geringeren Elektrodenwiderstandes kompakter als bei kleinen Elektroden ist (51). Bei diesen Reizelektroden gelang es, zwei völlig identische Elektrodenflächen zu erhalten, was ja eine Voraussetzung für eine symmetrische Reizausbreitung ist. Die Ableitelektroden, die die gleiche Elektrodenfläche wie die Reizelektroden aufwiesen und ebenfalls sich gegenüberlagerten, wurden, nachdem der Nervenfaszikel spannungsfrei in den Teflonblock eingelegt und der komplementäre Teflonstempel vorsichtig eingesetzt wurde, miteinander kurzgeschlossen und als gemeinsame differente Elektrode benutzt. Die indifferente Elektrode, d. h., die Referenzelektrode wurde in bioelektrisch nicht aktives Gewebe in der Nähe der Differenzelektrode eingestochen. Durch den Zusammenschluß der beiden Ableitelektroden zu einer gemeinsamen Elektrode wird eine differente Elektrode gebildet und man registriert monophasische Aktionspotentiale, was wiederum eine Erleichterung in der Interpretation der Potentiale bedeutet. Durch diese Ableittechnik ist keine so große Verstärkung der Differenzspannung nötig (der Verstärkungsfaktor lag in der Größenordnung von 4000 bis 1000) die Summenaktionspotentiale konnten verzerrungsfrei dargestellt werden (Abb. 22 und 23).

Auch die besondere Anordnung der Reiz- und Ableitelektroden (symmetrische exakt gegenüberliegende Applikation der Elektrodenfläche am Nerv) ermöglicht es, daß die gesamte Elektrodenfläche bei jedem Nervenfaszikel in Abhängigkeit zu seiner Dicke und Konsistenz durch Veränderung des Stempeldrucks voll wirksam wird. Ebenso ist bei diesem Elektrodentyp ein konstanter



Abb. 22a



Abb. 22b

Abb. 22: Platin-Elektrode im Teflon-Arbeitsblock bei der elektroneurographischen Ableitung von Summenaktionspotentiale der Faszikel des N. Ischiadicus in situ

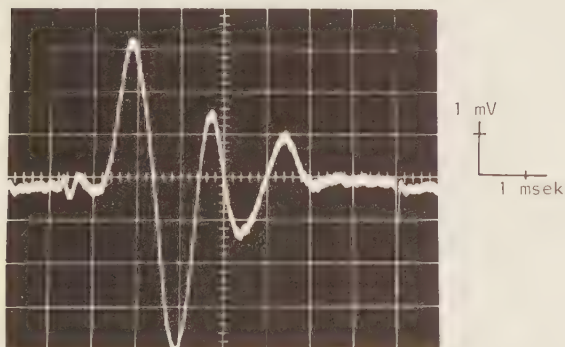
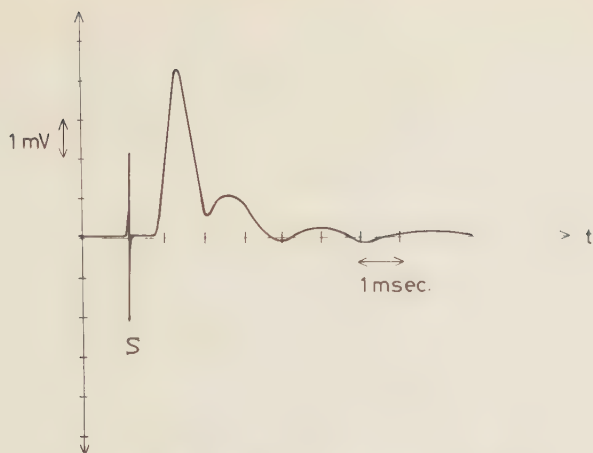


Abb. 23: Schematisches Summenaktionspotential, das mit der Platin-Elektrode im Teflon-Arbeitsblock abgeleitet werden konnte. Die Dispersion der A_a -, A_b - und $A_{\bar{y}}$ Wellen ist deutlich erkennbar
 S : Zeitpunkt der Stimulation
 Reizdauer : 0,1 msec
 Oben schematische Darstellung, unten direkt vom Oszilloskop

Reiz- Ableitelektrodenabstand gesichert und ermöglicht somit eine einwandfreie Reproduktion der Aktionspotentiale und der Nervenleitgeschwindigkeit des jeweiligen Nervenfaszikels. Aus Gründen der geometrisch günstigen Lage der Reizelektrode und ihrer geringen Eigenpolarisation wird auch das Reizartefakt weitgehendst unterdrückt.

An 10 Schäferhunden wurden mit dieser Elektrode Untersuchungen über die Erregbarkeit der jeweiligen Faszikel des n. ischiadicus durchgeführt. An jedem freigelegten Faszikel wurden die Reizschwellen bei konstanter Reizzeit (0,1 msec), die Größe des supramaximalen Reizes und die Verstärkungsstufe am Verstärker festgehalten. Es wurde jeweils mit positiver und negativer Polarität des Reizes gereizt, sowie in orthodromer und antidromer Richtung, d. h., einmal in physiologischer Richtung der efferenten Erregungsausbreitung, ein anderes mal entgegengesetzt. Die jeweiligen Meßdaten für die einzelnen Faszikel sind der Tabelle 1 entnehmbar.

Der Nachweis, daß mit der Platin-Elektrode im Teflonblock Summenaktionspotentiale und keine Artefakte gemessen wurden, konnte damit erbracht werden, daß bei Polaritätswechsel des Reizes bei gleicher Intensität wie bei gleicher Dauer das SAP nicht verändert wurde und nur eine Umpolung der Reizeinbruchflanken erfolgte. Das Potential selbst zeigt dabei auf dem Oszilloskop eine leichte Zeitverschiebung (t), welche dadurch zustande kam, daß der Reiz nach Polaritätswechsel auf der Zeitachse des Oszilloskops eine leichte Zeitverschiebung erfuhr (Abb. 24).

Mit diesem Elektrodenmodell ist es gelungen, von den einzelnen Faszikeln des n. ischiadicus entsprechende Summenaktionspotentiale von guter Qualität aufzunehmen.

Hunde Nr.	RS				SR				Empfindlichkeit (mV/div.)			
	o		a		o		a		o		a	
	+	-	+	-	+	-	+	-				
1	II	1,1	0,6	-	-	3,3	2	-	-	0,7	-	
	III	1,5	1,0	-	-	3,5	3,0	-	-	0,7	-	
2	III	0,3	0,3	0,3	0,3	3,0	2,0	3,0	3,0	0,7	2,0	
3	II	0,3	0,5	-	-	1,0	1,5	-	-	2,0	-	
	III	1,0	2,5	0,2	0,3	3,5	5,0	0,5	0,7	2,0	1,5	
4	II	0,9	0,7	0,9	0,7	3,0	3,0	3,0	3,0	2,0	2,0	
	III	0,5	0,6	0,5	0,6	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	
5	II	1,2	1,1	-	-	3,0	3,0	-	-	3,0	-	
	III	2,0	1,2	1,0	0,6	2,5	2,5	2,5	2,5	3,0	3,0	
6	II	0,5	0,5	1,2	1,2	1,2	1,2	1,5	4,5	2,0	2,0	
	III	1,0	0,8	1,0	1,0	1,6	1,6	1,8	1,8	1,0	1,0	
7	I	0,1	0,1	0,6	0,2	1,5	2,5	1,5	2,4	1,5	1,5	
	II	0,3	0,3	0,1	0,3	2,5	2,5	1,6	1,6	1,5	3,0	
	III	0,4	0,3	1,4	1,2	1,8	1,5	4,4	4,0	5,0	3,0	
8	I	0,4	0,4	0,4	0,4	1,0	1,0	1,0	1,0	2,0	2,0	
	III	0,5	0,3	0,4	0,4	1,0	0,6	0,8	0,8	1,0	1,0	
9	I	0,4	0,4	-	-	1,0	1,0	-	-	1,5	-	
	III	0,4	0,4	0,4	0,2	1,4	1,4	1,4	1,4	1,5	1,5	
10	I	0,3	0,5	0,3	0,4	3,5	3,5	4,0	4,0	0,7	0,5	
	III	0,2	0,2	0,2	0,2	0,4	0,4	0,4	0,4	1,0	1,0	

Tab. 1:

RS: Reizschwelle

I : Nervenfaszikel I des N. Ischiadicus

SR: Supramaximaler Reiz

II : " II " "

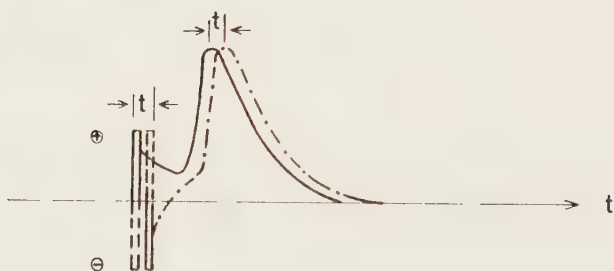
O : orthodrome Ableitung

III : " III " " "

a : antidrome Ableitung

- : Polarität des Reizes negativ

+ : Polarität des Reizes positiv



— : Potential bei positiver Reizpolarität

- - - : Potential bei negativer Reizpolarität

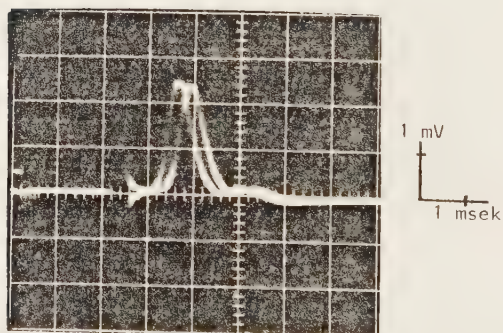


Abb. 24: Verhalten des Summenaktionspotentials bei Änderung der Reizpolarität

B Funktionsdiagnostik am durchtrennten peripheren Nerven

Mit der selbst entwickelten Platinelektrode im Teflonarbeitsblock wurde nun an 10 Hunden das elektrophysiologische Verhalten einzelner Nervenfaszikel nach Durchtrennung über einen Verlauf von 7 Tagen untersucht. Die Untersuchungen sollen dazu hinführen, eine faszikuläre Zuordnung der distalen und proximalen Faszikelstümpfe nach frischer Durchtrennung zu ermöglichen.

Der n. ischiadicus wurde, wie im Abschnitt operative Technik (Seite 21) beschrieben, aufgesucht und nach makroskopischer Präparation unter dem Operationsmikroskop mikrochirurgisch dargestellt und in seine Faszikelheiten aufgespalten. Meist gelang es drei Faszikelbündel mikrochirurgisch herauszulösen. Es zeigte sich, daß kleinere funikuläre Einheiten dieser Faszikel in ihrem Verlauf häufig Faseranteile untereinander austauschen; wurden die kleinsten Faszikelbündel herauspräpariert, so gefährdete man die Integrität dieser wechselnden Faseranteile (59).

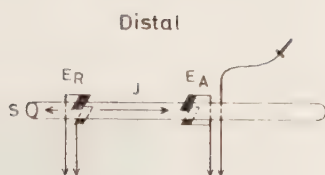
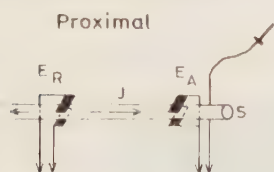
An den freipräparierten intakten Faszikeln wurden zunächst die Summenaktionspotentiale (SAP) abgeleitet. Da jeder Faszikel aufgrund seiner unterschiedlichen Anzahl motorischer und sensorischer, myelinisierter und nichtmyelinisierter Fasern ein für ihn typisches SAP lieferte, konnten die einzelnen Faszikel elektrophysiologisch unterschieden werden. Es fiel auf, daß vom intakten Nervenfaszikel unterschiedliche SAP abgeleitet werden konnten. Wurde der Teflon-Elektrodenblock am proximalen Abschnitt des Faszikels appliziert, so konnte ein differenzierteres SAP (A_{α} -, A_{β} -, A_{γ} -Wellen) erfaßt werden, als am distalen Abschnitt. Dies erklärt sich aus der Tatsache, daß nach der mikroskopisch-anatomischen Regel die peripheren motorischen wie sensorischen Nervenfasern von proximal nach distal dünner wer-

den (58). Im proximalen Abschnitt erscheint der Faszikel homogener, kompakter und spaltet sich nach distal in mehrere Filamente auf. Es ist daher von Bedeutung, daß bei den Messungen der durchtrennten Faszikelstümpfe, die Elektroden proximal und distal der Schnittstelle möglichst näher der Durchtrennungsstelle angebracht werden. Man kann annehmen, daß hier der Nervenfaszikel in seinem komplexen feinatomischen Aufbau annähernd ähnlich ist und somit etwa gleiche Latenzzeiten sowie gleiche Kurvenverläufe des SAP's erwartet werden können.

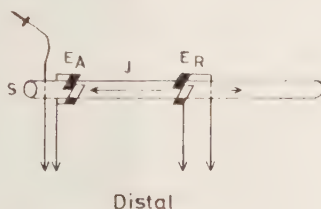
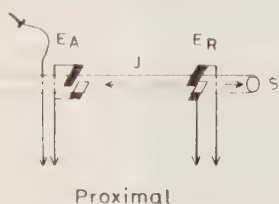
Der Nervenfaszikel wurde in orthodromer und antidromer Weise gereizt. Unter orthodromer Reizung und Ableitung verstanden wir die Applikation des Elektrodenblockes in der Weise, daß die bipolaren Reizelektroden am proximalen Faszikelabschnitt lokalisiert waren, die pseudounipolaren Ableitelektroden distal davon. Die SAP konnten also abgeleitet werden, nachdem die Erregung sich in physiologischer Richtung der Efferenzen ausgebreitet hatte. Bei antidromer Reizung, bzw. Ableitung wurde dies vice versa durchgeführt, also in der Art, daß die Ableitelektroden proximal der Reizelektroden angebracht wurden (durch Drehung des Teflon-Platin-Elektrodenblockes um 180°) (Abb. 25).

Am gesunden Faszikel konnte bei orthodromer und antidromer Ableitung kaum ein Unterschied in der Ausbildung des SAP gefunden werden, wohl aber am durchtrennten Nerven, worauf später eingegangen werden soll. Ebenso wurde die Polarität des Reizes bei der Stimulation gewechselt, da ein unterschiedliches Reizschwellenverhalten des Faszikels bei wechselnder Polarität auffällig war. Es wurde die Polarität desjenigen Reizes gewählt, der bei niedriger Reizschwelle und geringerer Spannung der supramaximalen Reizintensität das gleiche SAP zur Darstellung brachte, wie der Stimulus, bei dem für die

Orthodrome Ableittechnik



Antidrome Ableittechnik



E_R : Reizelektroden

E_A : Ableitelektroden

J: Impulsausbreitung im Nerven

S: Durchtrennungsstelle des peripheren Nerven
(Schnittfläche)

Abb. 25: Schematische Darstellung der Reiz- und Ableitelektrodenapplikation am Nervenfaszikel

Erregung des Faszikels höhere Reizintensitäten benötigt wurden. Die Reizzeit betrug jeweils 0,1 msec.

Das evozierte SAP ermöglichte eine Aussage über Zustand und Anzahl der funktionierenden Axone. Ein gesunder Faszikel produzierte ein SAP von glatter, ruhiger Kontur mit hochfrequenten und niederfrequenten Wellen. In der Regel gelang es 2 oder 3 Wellen im SAP zu registrieren (Abb. 26).

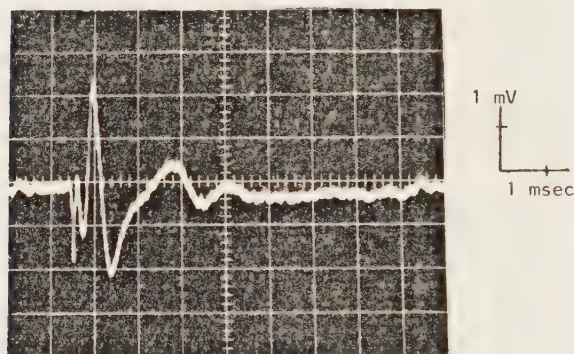


Abb. 26: Beispiel für ein Summenaktionspotential, das vom intakten Faszikel des N. ischiadicus registriert werden konnte.

Nachdem von den intakten Faszikeln die SAP abgeleitet waren, wurden diese mit einem Scherenschlag durchtrennt. Der Scherenschlag, der keine ganz glatte Durchtrennung zuließ, setzte an den Schnittenden ein Trauma, welches der Realität einer Nervendurchtrennung durch Unfall oder ähnlichem sehr nahe kam. Es wurde beobachtet, daß nach der Durchtrennung das Axonplasma an der Schnittstelle hervorquoll. Dies stimmt mit den Untersuchungen von LEHMANN (1959) (39) überein.

Anschließend wurde der proximale Faszikelstumpf sofort nach Durchtrennung elektrophysiologisch untersucht. In antidromer und orthodromer Richtung wurden gereizt und die Intensität des Schwellenreizes festgestellt. Dann wurde bei supramaximaler Reizintensität das SAP abgeleitet und registriert. Am distalen Faszikelstumpf wurden die gleichen Messungen durchgeführt und das erhaltene SAP ebenfalls dokumentiert. So wurde mit allen Faszikeln verfahren.

Es zeigte sich, daß kurz nach Durchtrennung Unterschiede des SAP im distalen und proximalen Stumpf in Abhängigkeit von der Richtung der Erregungsausbreitung (antidrom oder orthodrom) auftraten. Auffallenderweise stimmten die Potentiale, die am proximalen Faszikelstumpf in antidromer Richtung abgeleitet wurden mit denen des distalen Faszikelstumpfes, an dem in orthodromer Weise abgeleitet wurde, überein. Wir vermuten, daß die unmittelbar an die Schnittstelle angrenzenden Axonmembran durch das Trauma unerregbar geworden sind. Dieser inaktive traumatisierte Gewebeanteil läßt bei Applikation der Ableit-elektroden an dieser Stelle keinen Abgriff der Potentiale zu. Es erscheint sinnvoll die Applikation des Teflon-Elektroden-blockes so zu gestalten, daß die Reizelektroden in der Nähe der Schnitt- oder Verletzungsstelle, die Ableitelektroden dagegen fern der Schnittstelle liegen.

In der Tabelle 2 sind für die entsprechenden Faszikel das Reizschwellenverhalten, die Intensität des supramaximalen Reizes bei konstanter Reizezeit, die notwendige Verstärkungsstufe und die Amplitude der schnellsten leitenden A-Welle dargestellt. Die einzelnen SAP konnten nach Durchtrennung beliebig oft reproduziert werden. In Abbildung 27 ist die Zuordnung der distalen mit den proximalen Faszikelstümpfe nach Durchtrennung erkennbar.

Die Zuordnung der einzelnen Faszikel ist möglich, da

1. jeder Nerv aus verschiedenen dicken Faszikelgruppen besteht, die ihrerseits motorische, sensorische myelinisierte und nicht myelinisierte Fasern enthalten.
2. jeder Faszikel eine unterschiedliche Zusammensetzung dieser Faseranteile enthält und somit ein für ihn charakteristisches Kurvenbild aufweist.
3. jeder Faszikel ein anderes Reizschwellenverhalten zeigt und
4. für jeden Faszikel aufgrund der unterschiedlichen Dispersion des SAP eine eindeutige Identifikation getroffen werden kann.

Da es für den Chirurgen von großer Bedeutung ist, bis zu welchem Zeitpunkt mit der elektroneurographischen Meßmethodik eine Zuordnung der durchtrennten Faszikel noch möglich ist, wurde eine Verlaufskontrolle über 7 Tage durchgeführt.

An 10 Hunden wurden in beschriebener Weise Elektroneurogramme nach frischer Durchtrennung und dann nach 1 bis 7 Tagen abgeleitet. Für jede postoperative Messung konnte nur jeweils ein Tier herangezogen werden, da ein tägliches Eröffnen und Ableiten am freigelegten n. ischiadicus über 7 Tage hinweg sowohl für die Tiere, als auch für die Nerven eine zu große Belastung gewesen wäre. Wie in Abbildung 28 zu erkennen ist, nimmt die

Hunde Nr.	RS (Volt)			SR (Volt)			S (mV/div)			Amp. (Einheiten)		
	+	0	-	+	0	-	+	0	-	+	0	-
1 III Dist.	0,8	1,4	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
III Prox.	1,5	2,5	-	-	2,5	3,5	-	0,7	-	-	2,2	-
2 III Dist.	0,6	0,7	-	-	3,0	3,0	-	2,0	-	-	4,0	-
III Prox.	-	-	-	2,0	2,0	2,2	3,5	3,1	1,0	1,0	2,0	2,7
3 III Dist.	0,5	0,5	-	0,2	0,2	-	1,0	1,0	-	1,0	-	5,2
III Prox.	-	-	-	-	1,0	1,0	-	1,0	-	-	2,8	-
II Dist.	0,5	0,5	-	0,6	0,6	-	2,5	2,5	-	1,5	-	6,2
II Prox.	-	-	-	-	1,5	1,5	-	3,0	-	-	3,6	-
4 II Dist.	-	-	-	0,6	0,7	-	3,0	2,8	-	2,0	-	2,8
II Prox.	-	-	-	0,3	0,5	-	1,0	1,5	-	2,0	-	6,5
III Dist.	-	-	-	0,3	0,5	-	1,0	1,5	-	2,0	-	3,6
III Prox.	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
5 III Dist.	-	-	-	0,2	0,3	1,2	0,5	0,7	1,5	1,5	1,4	2,1
III Prox.	-	-	-	1,1	1,8	2,5	3,5	3,5	2,0	1,0	2,4	2,2
5 II Dist.	1,2	1,1	-	-	3,0	3,0	-	-	3,0	-	3,7	-
III Dist.	0,5	0,5	-	-	2,0	2,0	-	3,0	-	-	1,4	-
III Prox.	-	-	-	-	-	-	-	3,0	-	-	-	2,8
6 II Dist.	0,5	0,5	-	-	1,2	1,2	-	2,0	-	-	2,2	-
II Prox.	-	-	-	0,5	0,5	-	1,2	1,2	-	2,0	-	1,8
III Dist.	1,0	0,8	-	-	1,6	1,6	-	-	1,0	-	3,8	-
III Prox.	-	-	-	1,0	1,0	-	1,8	1,8	-	1,0	-	2,4

7	II Dist.	0,1	0,3	-	-	1,5	1,5	-	-	3,0	-	2,4	-
	II Prox.	0,7	0,8	0,4	0,6	3,0	3,0	2,0	1,7	3,0	3,0	4,6	3,7
	III Dist.	1,2	0,6	-	-	3,0	1,8	-	-	3,0	-	1,8	-
	III Prox.	1,1	1,1	1,2	0,8	2,5	2,7	3,5	3,5	3,0	3,0	2,9	3,5
8	I Dist.	1,4	1,8	1,4	1,7	2,5	2,9	2,3	2,6	0,7	0,7	3,2	3,3
	I Prox.	1,2	1,2	0,4	0,4	3,0	3,0	1,4	1,4	0,3	1,0	5,7	6,8
	III Dist.	0,2	0,2	0,2	0,3	0,5	0,5	0,5	0,5	1,0	0,1	4,2	6,1
	III Prox.	1,5	1,5	0,9	0,8	2,5	2,5	2,0	1,9	0,05	0,5	4,1	5,3
9	I Dist.	0,1	0,1	-	-	0,5	0,5	-	-	1,5	-	2,6	-
	I Prox.	-	-	0,3	0,3	-	-	1,5	1,5	-	1,5	-	2,2
	III Dist.	0,3	0,3	-	-	0,6	0,7	-	-	1,5	-	5,0	-
	III Prox.	0,3	0,3	0,3	0,3	1,8	1,1	1,5	1,4	2,0	1,5	-	4,8
10	I Dist.	0,1	0,1	-	-	1,0	1,0	-	-	1,5	-	4,8	-
	I Prox.	0,3	0,5	0,3	0,4	3,5	3,5	4,0	4,0	0,7	0,5	5,0	3,5
	III Dist.	0,2	0,2	-	-	0,6	0,6	-	-	0,5	-	3,0	-
	III Prox.	-	-	0,2	0,2	-	-	1,0	1,0	-	0,5	-	2,4

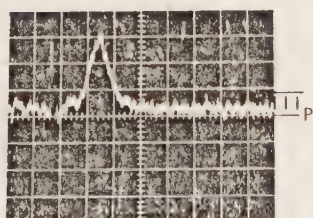
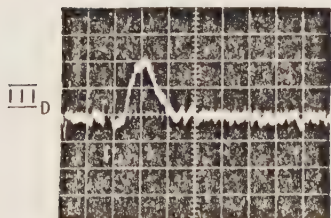
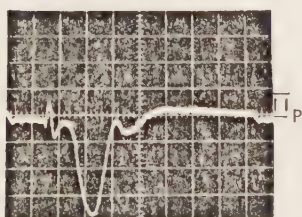
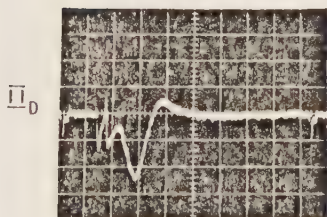
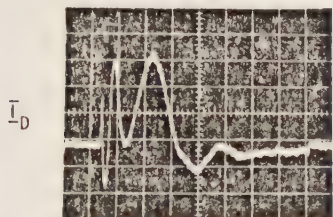
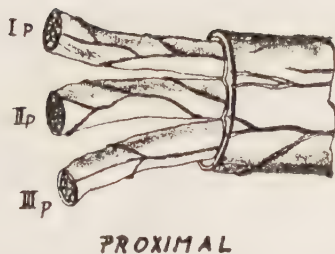
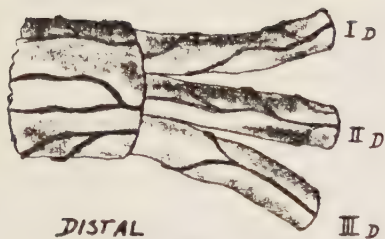
Tab. 2:RS = Reizschwelle; SR = Supramaximaler Reiz; O = orthodrome Ableitung; Q = antidrome Ableitung

- = Polarität des Reizes negativ; + = Polarität des Reizes positiv; I: Nervenfaszikel I des N.

Ischiadicus; II: Nervenfaszikel II des N. Ischiadicus; III: Nervenfaszikel III des N. Ischiadicus;

S = Sensivity am Verstärkereingang; Amp. = Amplitudenhöhe des Potentials, frisch nach Durch-

trennung



b. 27: Zuordnung der distalen und proximalen Faszikelstümpfe mit Hilfe der abgeleiteten SAP. Distal wurde antidrom abgeleitet, proximal orthodrom

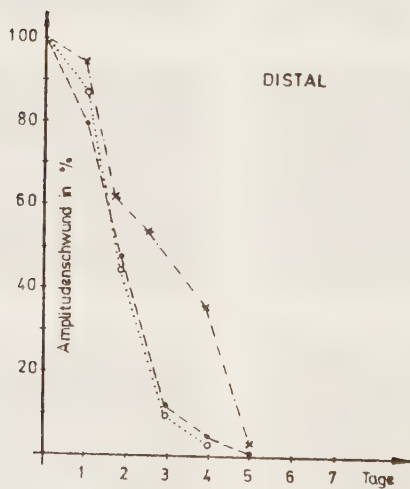
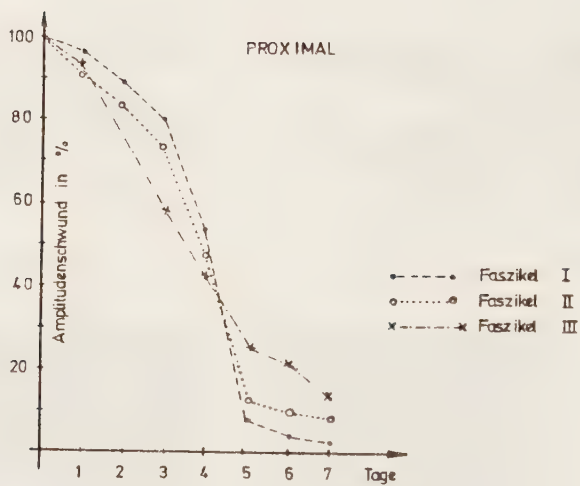


Abb. 28:

Potentialamplitude des distalen Faszikelstumpfes, wie auch des proximalen Stumpfes in der Umgebung der Schnittstelle bis zum 4. Tag kontinuierlich ab. Die Reizschwelle für die schnell leitenden A-Fasern nimmt bei 0,1 msec Reizdauer mit der Dauer der Leitungsunterbrechung am distalen Stumpf erheblich zu. Ebenso sind am distalen Nervenstumpf weitaus höhere Reizspannungen nötig, je länger die Nervendurchtrennung zurückliegt, um eine supramaximale SAP-Antwort ableiten zu können.

Mit unseren Messungen ließ sich ein qualitativer Eindruck des Nervenfunktionszustandes durch die Interpretation des Kurvenverlaufs des SAP gewinnen. Ein verletzter Nerv zeigte ein breitbasiges SAP, mehrere kleine Wellen, oder ein oder zwei Spitzen mit unregelmäßigen Konturen.

Zusammenfassend kann gesagt werden, daß eine Korrelation der proximalen Faszikelstümpfe mit den distalen Faszikelstümpfen bis zum 4. Tag nach Durchtrennung möglich ist.

DISKUSSION

Bei unseren neurophysiologischen Untersuchungen wurde ein speziell dafür entwickelter Elektrodenblock verwendet, der unter Beibehaltung eines konstanten Reiz- Ableitelektrodenabstandes Messungen am freigelegten peripheren Nerven für eine Beurteilung der Nervenfunktion in vivo ermöglicht.

Für die elektroneurographische Untersuchung werden Elektroden gewöhnlich für zwei Zwecke benötigt: zur Stimulation des Nervens, sowie zur Ableitung der Aktionspotentiale. Diese Elektroden müssen in ihrer Beschaffenheit dem jeweiligen Zweck angepasst sein.

Für die klassischen elektroneurographischen Untersuchungen gibt es eine Vielzahl von der Industrie gefertigten Elektroden, die für unsere Untersuchungen nicht oder nur bedingt anwendbar waren. Daher wurden für die elektroneurographische Untersuchung des freigelegten n. ischiadicus eigens ein Elektrodenblock konzipiert.

Untersuchungen am freigelegten peripheren Nervenfaszikel sind von HAKSTIAN 1968 (18), KLINE 1968 (34, 35, 36) und TERZIS 1976 (64) verwendeten zur elektrophysiologischen Funktionsdiagnostik gebogene Platindrähte, in die der Nerv eingehängt wurde, stimulierten bipolar und leiteten die Aktionspotentiale unipolar ab. KLINE 1968 (36) weist bei seinen Untersuchungen daraufhin, die Ableitelektroden der Form des Nervens anzupassen, um von allen Fasern das SAP ableiten zu können.

Zur Reizung haben sich Elektroden bewährt, die an der Oberfläche des Nerven appliziert werden können. Die Materialbeschaffenheit, Form und Größe der Elektroden wurden im Ergebnisteil besprochen. PINELLI und Mitarbeiter geben aufgrund ihrer Untersuchungen im Jahre 1961 (50) an, daß die bipolare Reizung die verläßlichsten und am besten reproduzierbaren Werte ergibt.

Bei unseren Messungen wurde der Nerv spannungskonstant gereizt. Die Stromdichte bleibt bei spannungskonstantem Reizgerät trotz Kontaktflächenvariationen in gewissen Grenzen konstant, da mit dem durch Flächenvergrößerung sinkendem Widerstand notwendigerweise auch die Stromstärke ansteigt. Darin sahen wir, bei aller Kritik daran, einen Vorteil des spannungskonstanten Reizes.

Der Einfluß der Elektrodenfläche ist von großer Bedeutung. Je größer die Elektrodenfläche, desto geringer wird der Einfluß ihrer Schwankungen (durch unterschiedlichen Andruck, unterschiedlichem Nervenfaszikelprofil und ähnlichem) auf den Übergangswiderstand. Je symmetrischer aber die Elektrodenwiderstände sind (Anode-Kathode), desto symmetrischer (besser vorhersagbar, berechenbar) wird die Ausbreitung des elektrischen Reizstromfeldes und die Einstreuung in die Ableitelektroden, sofern diese geometrisch-symmetrisch zu den Reizelektroden angeordnet sind.

Je kleiner die Elektrodenkontaktflächen desto größer ist der Übergangswiderstand, desto höhere Spannungen benötigt man (bei spannungskonstantem Reizgerät), um eine reizwirksame Stromstärke zu applizieren. Je höher aber die Spannung ist, desto größer wird die elektromagnetische Einstreuung von Reizartefakten in die Ableitelektroden, daher gelingt somit keine genaue Interpretation des abgeleiteten SAP des Nerven. Es sei nochmals daraufhingewiesen, daß die Lage der Erdungselektrode, die ja das

Massepotential des Verstärkers registriert, Einfluß auf die Symmetrie des Reizeinbruches hat.

Um den Übergangswiderstand an den Reiz- und Ableitelektroden gering zu halten, wurde vor Applikation unseres Elektrodenblockes der Nervenfaszikel von seinem Perineurium befreit. Dies geschah unter dem Operationsmikroskop, wobei peinlichst darauf geachtet wurde, daß die Integrität des Faszikels nicht verletzt wurde.

Der Abstand der Ableitelektroden von den Reizelektroden hat nach ERLANGER und GASSER (1924) (12) entscheidende Auswirkungen auf die Differenzierung des Summenaktionspotentials. Leitet man das monphasische Aktionspotential vom ganzen gemischten Nerven in verschiedenen Entfernungen vom Reizort ab, so erhält man in dessen unmittelbarer Nähe eine eingipfelige Kurve, die mit zunehmender Entfernung in doppel- und mehrgipfeligen Kurven übergeht. Die statistische Analyse der Querschnitte der in einem solchen Nerven enthaltenen Einzelfasern ergibt ebenso viele Gipfel in der Verteilungskurve, wie sie das monphasisch abgeleitete Aktionspotential einer vom Reizort möglichst weit gelegenen Stelle enthält. Die Ursache der Mehrgipfeligkeit des Aktionspotentials ist die unterschiedliche (querschnittsabhängige) Nervenleitgeschwindigkeit der Einzelfaser; die Aktionspotentiale der Einzelfasern addieren sich zu einem Summenaktionspotential, das im Verlauf der Fortleitung immer mehr auseinandergezogen wird (Dispersion des SAP) (52).

Bei dem von uns entwickelten Teflon-Elektrodenblock betrug der Abstand zwischen Reiz- und Ableitelektroden 30 mm. Wie sich bei der Entwicklung dieses Modells gezeigt hat, ermöglicht dieser Abstand gerade noch eine ausreichende Dispersion des SAP, um die Faszikel aufgrund des unterschiedlichen Kurvenverlaufs voneinander unterscheiden zu können. Ein größerer Abstand zwischen

Reiz- und Ableitelektroden hätte zwar die Dispersion des SAP noch weiter verbessert, jedoch läßt sich dies nicht realisieren, da der Elektrodenblock vergrößert werden müßte und somit in der Peripherie nicht mehr eingesetzt werden könnte. Am langstreckig freipräparierten Nerven ließ sich unser Elektrodenblock sehr gut einsetzen; an Grenzen der Anwendbarkeit stießen wir jedoch, sobald wir in der Peripherie des Nervens auf kurzer Distanz ableiten wollten. Ähnliche Erfahrungen machte HAKSTIAN 1968 (18), der bereits darauf hinwies, daß die zur Ableitung notwendigen Elektroden möglichst klein sein sollten. Wir stellten aber fest, daß bei einem Reiz-Ableitelektrodenabstand von weniger als 25 mm kaum mehr eine Dispersion des SAP erfolgt, sondern alle Einzelfaserströme in einer spitzen, schmalbasigen Welle summiert werden.

Die Abbildung unserer monophasisch abgeleiteten Potentiale wurde durch die technischen Eigenschaften des DISA-EMG-Verstärkers in gewisser Weise verzerrt. Bei einer oberen Grenzfrequenz von 10'000 Hz und einer unteren Grenzfrequenz von 20 Hz beträgt die Zeitkonstante des Hochpaßfilters des EMG-Verstärkers nur 8 msec und ist damit zu kurz, um ein Summenaktionspotential unverzerrt wiederzugeben. Dessen Dauer kann nämlich bei unserem Reiz- Ableitelektrodenabstand bis zu 60 msec betragen, wenn man die langlatenten C-Wellen miteinbezieht; doch schon die A-Wellen dauern bis 4 msec und werden daher vom Hochpaßfilter differenziert. Das heißt, sie werden so verändert, daß sie einen biphasischen Eindruck erwecken. Um dies zu vermeiden, müßte mit Gleichspannungsverstärkern zumindest aber mit Verstärkern mit langen Zeitkonstanten (das 3fache des längsten zu erwartenden Gleichspannungssignal) gearbeitet werden. Solche Verstärker verstärken allerdings leider Polarisationsspannungen an den Elektroden, Temperaturdrifts und andere artefizielle Gleichspannungsveränderungen in vollem Umfang mit. Dieser Nach-

teil veranlaßte uns, die "differenzierte", scheinbar biphasische Abbildung der Potentiale in Kauf zu nehmen.

Quetschungen oder bestimmte Nervenläsionssyndrome sind Beispiele für die gestörte Erregbarkeit des Nerven und die veränderte Nervenleitgeschwindigkeit. Der Nutzen der Registrierung des Summenaktionspotentials liegt darin, daß der Funktionszustand des Nerven überprüft werden kann und die Lokalisation und die Ausdehnung einer Nervenläsion bestimmt werden kann. Mit unserem Elektrodenblock ist es möglich am freigelegten peripheren Nerven intraoperativ mittels elektroneurographischer Messungen den geschädigten Nervenbezirk zu bestimmen, in dem die NLG gestört ist.

Die ersten elektrophysiologischen Untersuchungen zum De- und Regenerationsverhalten wurden zunächst in vitro durchgeführt. Der Nerv wurde isoliert und in eine feuchte Kammer, in der die Temperatur kontrolliert werden konnte, gelegt. Mit dieser Technik leiteten BERRY und Mitarbeiter (1944) (3) evozierte Nervenaktionspotentiale nach Trauma und Nervennaht ab. Ähnliche Messungen zur Bestimmung der NLG, um das Regenerationsverhalten des geschädigten Nerven zu beobachten, führten SANDERS und WHITTERIDGE (1969) (55) durch.

Bei den ersten in vivo durchgeführten elektroneurographischen Messungen wurde der Nerv in Mineralöl oder Paraffin eingebettet und distal gequetscht, um ein monophasisches Aktionspotential ableiten zu können (9). Bei unseren Untersuchungen wurden monophasische Potentiale abgeleitet, indem die indifferente Referenzelektrode in subkutanen Fettgewebe eingestochen wurde. Die direkt an der Oberfläche des Nerven abgeleiteten evozierten Nervenaktionspotentiale, nach der Methode wie sie KLINE 1968 (34, 36) beschrieb, ließen erstmals eine Interpretation der Summenaktionspotentiale zu und ermöglichten genaue Aussagen über das Ausmaß einer Nervenschädigung.

EICHLER leitete schon im Jahre 1937 differenzierte SAP vom intakten Nerven beim Menschen ab (9). Er wies am n. ulnaris vier, am n. medianus drei Potentialwellen nach, entsprechend einer NLG von 73, 62, 45 und 30 m/sec (n. ulnaris) bzw. 74, 49 und 42 m/sec (n. medianus). Es handelte sich dabei um scheller leitende, vom isolierten Nerven bekannten Faseranteile, die den A_α- und A_β-Fasergruppen zugeordnet sind. Annähernd gleiche Ergebnisse erzielten HEINBECKER und Mitarbeiter 1933 und 1935 (20) am freigelegten peripheren Nerven. Auch wir stellten bei unseren elektroneurographischen Messungen eine Dispersion des SAP beim intakten Nerven, sowie kurz nach dessen Durchtrennung fest. Jeder Faszikel wies ein unterschiedlich dispergiertes SAP auf, das eine Unterscheidung der einzelnen Faszikel voneinander ermöglichte. Es wurde jedoch nicht von kleinsten funikuläre Einheiten abgeleitet, da innerhalb des Nervenverlaufs ein ständiger Austausch von Fasern zwischen den kleinsten Faszikeln erfolgt, wie SUNDERLAND 1945 (59) in seinen Arbeiten beschreibt. Würde eine weitere Aufspaltung des Faszikels erzwungen werden, so würde diese kreuzenden Fasern zerstört werden.

Nach Durchtrennung der Nervenfaszikel konnten mit unserer Methode vom proximalen und distalen Faszikelstumpf differenzierte SAP abgeleitet werden. Dazu wurde der Elektrodenblock so am Faszikel appliziert, daß die Reizelektroden jeweils verletzungsnahe, die Ableitelektroden verletzungsfern lagen. Am proximalen Abschnitt wurde somit zentripetal abgeleitet, am distalen Faszikelstumpf zentrifugal. Wir benutzten hierfür die Begriffe "orthodrom" (für die Ableitung am distalen Faszikelstumpf) sowie "antidrom" (für die Ableitung am proximalen Faszikelstumpf). Wir beziehen die Begriffe ausschließlich auf die Erregungsausbreitung in den efferenten (motorischen) Fasern; bezogen auf die afferenten (sensorischen) Fasern müßten sie umgekehrt verwendet werden. Aus physiologischer Sicht sollten sich die SAP aus orthodromer

und aus antidromer Ableitung am intakten Nerven nicht wesentlich unterscheiden. Da bei dieser Arbeit jedoch auch von den Stümpfen durchtrennter Nerven abgeleitet wurde, traten zum Teil recht deutliche Diskrepanzen zwischen ortho- und antidrom registrierten Potentialen eines Faszikelstumpfes auf. Der Grund hierfür ist in Erregbarkeitsveränderungen der verletzungsnahe Nervenabschnitte zu suchen, in die im proximalen Stumpf bei antidromer Ableitung, im distalen Stumpf bei orthodromer Ableitung die ENG-Elektrode zu liegen kommt. Die genannten Unterschiede im Kurvenbild erklären sich also nicht durch die gegensätzliche Erregungsausbreitungsrichtung sondern dadurch, daß in einem Fall von einem traumatisch veränderten Nervenbezirk, im anderen Fall aber von einem, vor Beginn der Degeneration noch voll funktionstüchtigen Areal abgeleitet wird. Dieser Nachteil läßt sich vorerst nicht prinzipiell vermeiden, da einerseits der Reiz- Ableitelektrodenabstand möglichst groß sein soll, um das SAP breit aufzufächern, andererseits aber intra operationem nur relativ kurze freipräparierte Faszikelstümpfe zur Verfügung stehen. Aus dem Gesagten folgert, daß enge Verwandtschaften in den SAP zusammengehöriger distaler und proximaler Faszikelabschnitte nur dann sichtbar werden können, wenn die Potentiale in beiden Fällen entweder verletzungsnahe oder verletzungsfern ohne Rücksicht auf die, dann ja gegensätzlich gerichtete Erregungsausbreitung registriert werden. Diese Regel bestätigte sich in unseren Untersuchungen zweifelsfrei; berücksichtigt man sie, so lassen sich mindestens drei Faszikelpaarungen eindeutig identifizieren. Vergleicht man hingegen mit gleicher ortho- bzw. antidromer Ausbreitungsrichtung registrierte SAP zweier, ursprünglich verbundener Faszikel, so ist deren Verwandtschaft so gering, daß man ihre Zusammengehörigkeit nicht mehr erkennen kann.

Die Degeneration durchtrennter Nerven beginnt an der Schnittstelle und pflanzt sich von dort aus nach distal und proximal fort. Es empfiehlt sich daher, die differente ENG-Elektrode immer möglichst verletzungsfern zu platzieren, weil man so den posttraumatischen Zeitraum, in dem eine elektrophysiologische Fazikelzuordnung noch möglich ist, optimal ausschöpft. Daß dabei die Reizelektroden evtl. in einem bereits degenerierten, unerregbaren Abschnitt zu liegen kommen, bedeutet keinen wesentlichen Nachteil. Hierdurch erhöht sich nämlich nur die Stromstärke, die für einen supramaximalen Reiz erforderlich ist, da sich das elektrische Feld weiter ausbreiten muß, um noch auf erregbares Gewebe zu treffen.

Untersuchungen von LEHMANN (1960) (39) erbrachten, daß die A-Fasern bis zur 60. Stunde, B-Fasern bis zur 68. Stunde und C-Fasern bis zur 90. Stunde nach einer Läsion leitungsfähig sind. ROSENBLUETH und DEMPSEY (54) stellten 1940 an degenerierenden Nerven bis zur 75. Stunde, GUTMANN und HOLUBAR (1950) bis zur 78. Stunde eine Erregbarkeit fest. Nach MUMMENTHALER und SCHLIACK (1965) (48) kommt es nach 3 bis 4 Tagen, nach SCHARIZER (1969) (56) erst nach 4 bis 6 Tagen zu einer vollständigen Leitungsunterbrechung. HUDSON und HUNTER beschrieben 1976 (26) die neuropahtologischen Veränderungen am durchtrennten Nerven in einer ausführlichen Studie. Sie wiesen histologische Veränderungen an der degenerierenden Myelinscheide schon nach 24 Stunden nach und eine völlige Degeneration erfolgt nach 72 Stunden. Die traumatische Degeneration des ganzen Nerven kann sich bis zu 7 Tagen hinziehen.

Bei unseren Verlaufsbeobachtungen der Degeneration der distalen und proximalen Faszikel über 7 Tage zeigte sich eine zunehmende Veränderung des Summenaktionspotentials. Das polyphasische SAP, das kurz nach Durchtrennung und am 1. Tag noch alle, den jewei-

ligen Fasergruppen entsprechende, A-, B-, und C-Wellen zeigte, verschmolz nach 60 Stunden meist zu einer monophasischen Welle. Ebenso konnte ein Amplitudenschwund der A_α-Welle ab dem 2. Tag registriert werden. Die Superpositionen der Einzelaktionspotentiale leidet unter dem degenerativen Verlust von Fasern und damit ergibt sich eine Reduktion der Potentialamplitude. Andererseits ist eine Verminderung der Leitungsgeschwindigkeit möglich, die eine stärkere Dispersion des SAP bewirkt und somit breitere, aber flachere SAP-Kurven zur Darstellung bringt. Dies deckt sich mit den neuropathologischen Veränderungen, die HUDSON und HUNTER 1976 (26) beschrieben haben. Nach 4 Tagen war die Erregbarkeit des Nervens vollständig erloschen und es gelang nicht mehr SAP vom distalen Faszikel abzuleiten; die proximalen Faszikel bieten 2 Tage länger Funktionstüchtigkeit. Auch TERZIS (1976) (64) gibt in seiner Studie an, daß nach akuter Nervenläsion eine Reizantwort vom distalen Nervenstumpf nur bis zum 4. Tag nach der Durchtrennung ableitbar ist.

Nach VANDEPUT, TANNER und HUYPENS (1969) (66) ist das Ergebnis einer primären Nervennaht nach Nervendurchtrennung abhängig von der korrekten Adaptation des proximalen und distalen Nervenstumpfes. Hierfür wird die Korrelation der proximalen Faszikelbündel mit den entsprechenden distalen Faszikeleinheiten gefordert. VANDEPUT und Mitarbeiter (1969) (66) bieten eine elektrophysiologische Methode an, um an der Schnittfläche des durchgetrennten Nerven motorische und sensorische Faseranteile unterscheiden zu können, die anschließend mit einer Farbsuspension markiert werden (Tierexperiment). Am proximalen Faszikelstumpf werden mittels einer Feinnadelektrode spontane motorische Impulse abgeleitet und somit als motorische Areale erkannt. Am distalen Abschnitt werden unter mikroskopischer Kontrolle einzelne Nervenbündel stimuliert und diese bei einer Muskelzuckung als ebenfalls motorische Faseranteile markiert. Ein Ausbleiben einer Muskel-

zuckung bedeutete, daß ein sensibles Areal im Nervenbündel vorliegt. Ähnliche Untersuchungen führten TERZIS (1967) (69) und HAKSTIAN (1968) (18) durch, die jedoch klinische Anwendung fanden.

Bei all diesen Methoden ist zu berücksichtigen, daß der Patient nicht in Narkose oder Leitungsanästhesie untersucht werden kann, da sonst keine Impulse am proximalen Faszikelstumpf abgeleitet werden können. Die Autoren geben auch an, daß diese Methode nur bei frischen Schnittverletzungen durchführbar sind. Im Idealfall bietet diese Methode eine Zuordnung der motorisch-motorischen und sensorisch zu sensorischen Faszikeln. Da aber jeder Faszikel sowohl motorische als auch sensorische Faserbündel enthalten kann, ist nicht gesichert, daß die jeweils zusammengehörigen Faserbündel adaptiert wurden. Dies läßt sich erst erreichen, wenn die einzelnen Faszikel selbst zuverlässig identifiziert werden können. Die faszikuläre elektroneurographische Messung bietet sich unserer Meinung nach dafür am ehesten an.

Bei unserem Versuch die proximalen Faszikel mit den entsprechenden distalen Faszikeln zu korrelieren konnte darauf verzichtet werden zwischen motorischen und sensorischen Fasern zu unterscheiden. Da jeder Faszikel aufgrund seiner unterschiedlichen feinatomischen Struktur ein unterschiedliches SAP aufweist, ist eine Unterscheidung der Faszikel voneinander und eine Identifikation zusammengehöriger Faszikel möglich. Eine Korrelation der distalen und proximalen Faszikelstümpfe gelingt bis zum 4. Tag nach der Nervendurchtrennung, das heißt, ebenso lange, wie noch eine Funktion der Faszikel nachgewiesen werden kann.

Die Korrelation der Faszikelgruppen erfolgte durch die Begutachtung der distal und proximal abgeleiteten SAP nach den Kriterien ihres Kurvenverlaufs, der Latenzzeit und des Schwellenreizverhaltens.

Es bietet sich für die Zukunft an, alle Informationen, die in einem SAP enthalten sind, sowie alle Parameter, die einer Zuordnung der entsprechenden Faszikelbündel dienlich sind, einem Rechner zuzuführen, der dann eine Kreuzkorrelation automatisch durchführt.

Hierzu wäre es empfehlenswert, durch Wahl geeigneter Reizparameter die einzelnen Fasertypen des gemischten Nervenstammes isoliert zu reizen, um eine bessere Differenzierung des Summenaktionspotentials zu erreichen. Dabei könnte auch die weitere Verkleinerung des Reiz- und Ableitelektrodenabstandes gelingen, schließlich vielleicht sogar das Zusammenlegen von Reiz- und Ableitelektrode in einer gemeinsamen (sondenförmigen) Elektrode.

ZUSAMMENFASSUNG

Im Tierexperiment wurden an 20 Kaninchen und 20 Hunden elektro-neurographische Untersuchungen am freigelegten n. ischiadicus vorgenommen. Hierfür wurden mehrere Elektroden entwickelt, von denen eine Teflon-Arbeitsblockelektrode mit Platin-Elektroden es ermöglichte, vom freigelegten peripheren Nervenfaszikel Summenaktionspotentiale abzuleiten. Durch die Interpretation des Kurvenverlaufs der SAP läßt sich ein qualitativer Eindruck des Nervenfunktionszustandes nach Nervendurchtrennung gewinnen.

Ferner ist es möglich an Hand der unterschiedlichen Summenaktionspotentiale die durchtrennten Faszikel zu unterscheiden und zu identifizieren, um eine Korrelation entsprechender Faszikel distal und proximal der Durchtrennungsstelle durchzuführen. Diese faszikuläre Zuordnung gelingt bis zum 4. Tag nach Verletzung.

LITERATURVERZEICHNIS

- 1 ADRIAN, E. D. and D. W. BRONK: The Discharge Of Impulses In Motor Nerve Fibres; J. Physiol., (London) 67:119 (1929)
- 2 BERNSTEIN, J.: Untersuchungen zur Thermodynamik der bioelektrischen Ströme; Pflügers Arch. ges. Physiol., 92:521 (1902)
- 3 BERRY, C. M., H. GRUNDFEST, J. C. HINSEY: The Electrical Activity Of Regenerating Nerves In The Cat; J. Neurophysiol. 7:103 (1944)
- 4 BLAIR, E. A., J. ERLANGER: A Comparison Of The Characteristics Of Axons Through Their Individual Electrical Responses; Amer. J. Physiol., 106:524 (1933)
- 5 BUCHHORN, G.: Wechselstromstörungen bei physiologischen Registrierungen, ihre Ursachen und Abhilfemaßnahmen; Elektromedizin 11 (2):88 (1966)
- 6 BUCHTHAL, F., J. GULD and F. ROSENFALCK: Action Potential In Normal Human Muscle And Their Dependence On Physical Variables; Act. Physiol. Scand. 33:200 (1954)
- 7 DOBBELSTEIN, H., A. STRUPPLER: Die Nervenleitgeschwindigkeit als diagnostisches Kriterium bei peripheren neurologischen Störungen; Fortschr. d. Neurol. Psychiat. 31 (11):616 (1963)
- 8 ECCLES, J. C.: The Physiology Of Nerve Cells; Johns. Hopk. Press Baltimore (1975)
- 9 EICHLER, W.: Über die Ableitung der Aktionspotentiale vom menschlichen Nerven in situ; Zeitschr. f. Biologie 98:182 (1937)
- 10 EINTHOVEN, W.: Ein neues Galvanometer; Drude's Annalen d. Physik (1901)
- 11 ERLANGER, J. H.: Analysis Of The Action Potential In Nerve; Harvey Lec. 22:90 (1927)
- 12 ERLANGER, J. H., G. H. GASSER, G. H. BISHOP: The Compound Of The Action Current Of Nerve As Disclosed By A Cathode Ray Oscillograph; Amer. J. Physiol. 70:624 (1924)

- 13 FREILINGER, G., J. HOLLE und G. MANDL: Die sensomotorische Nerven-
naht; Vortrag auf dem Handchirurgen Kongreß, Lindau/Bodensee
(1974)
- 14 GALVANI, L.: *De Viribus Electricitatis*; Transl. of Dr. R. Green
Cambridge (1953)
- 15 GASSER, H. S., J. H. ERLANGER: The Components Of The Action
Currents Obtained From Nerve; *Amer. J. Physiol.* 63:417
(1922)
- 16 GILLIAT, R. W., R. G. WILLISON: The Refractory And Supernormal
Periods Of The Human Median Nerve; *J. Neurol. Neurosurg.*
Psychiat. 26:136 (1963)
- 17 GUTMANN, E., J. HOLUBAR: The Degeneration Of Peripheral Nerve
Fibres; *J. Neurol. Psychiat.* 13:89 (1950)
- 18 HAKSTIAN, R. W.: Funicular Orientation By Direct Stimulation,
An Aid To Peripheral Nerve Repair; *J. Bone Joint. Surg.*
50-A, 6:1178 (1968)
- 19 HARVEY, A. M., P.C. MASLAND: A Method For The Study Of Neuro-
muscular Transmission In Human Subjects; *Bull. John.*
Hopkins Hosp. 68:61 (1941)
- 20 HEINBECKER, P. G., H. BISHOP, J. O'LEARY: Functional And Histologic
Studies Of Somatic And Autonomic Nerves In Man; *Arch.*
Neurol. Psychiat. 35:1233, Chic. (1936)
- 21 HELMHOLTZ von, H., N. EAXT: Versuche über die Fortpflanzungsge-
schwindigkeit der Reizung in den motorischen Nerven des
Menschen; *M.-Ber. Kgl.-preuß. Akad. Wiss.* 234 (1868)
- 22 HERMANN:
In: Piper, H.: *Elektrophysiologie menschlicher Muskeln*;
Pflüger's Arch. 16:235 (1877)
- 23 HODGKIN, A. L.: *The Conduction Of The Nervous Impulse*; Charles
C. Thomas, Publisher, Springfield III (1964)
- 24 HODGKIN, A. L.: The Ionic Basis Of Elektrical Activity In
Nerve And Muscle; *Biol. Rev.* 26:339 (1951)

- 25 HODGKIN, A. L., A. F. HUXLEY: A Quantitative Description Of
Membrane Current And Its Application To Conduction And
Excitation In Nerve; J. Physiol. 117:500 (1952)
- 26 HUDSON, A. R. et al: Timing Of Peripheral Nerve Repair:
Important Local Neuropathological Factors; Clin. Neurosurg
24:391, Un. Staates (1976)
- 27 HUNT, C. C.: Relation Of Function To Diameter In Afferent Fibers
Of Muscle Nerves; J. gen. Physiol. 38:117 (1954)
- 28 HUXLEY, A. F.: Ion Transport Across Membranes; Acad. Press,
New York (1954)
- 29 HUXLEY, A. F., R. STÄMPFLI: Evidence For Saltatory Conduction
In Peripheral Myelinated Nerve Fibres; J. Physiol. 108:315
(1949)
- 30 IRNICH, W.: Einführung in die Bioelektrik; G. Thieme Verlag,
Stuttgart (1975)
- 31 KATZ, B.: Electric Excitation Of Nerve, A Review; Oxford Univ.-
Press, London (1939)
- 32 KATZ, B.: Nerv, Muskel, Synapse; G. Thieme Verlag, Stuttgart
2. Aufl. (1974)
- 33 KEIDEL, W.-D.: Sinnesphysiologie Teil I; Springer-Verlag, Berlin
(1971)
- 34 KLINE, D. G.: Early Evaluation Of Peripheral Nerve Lesions In
Continuity With A Note On Nerve Recordings; Am. Surg.
34 (1):77 (1968)
- 35 KLINE, D. G., E. R. HACKETT and P. R. MAY: Evaluation Of Nerve
Injuries By Evoked Potentials And Electromyography; J.
Neurosurg. 31:128 (1969)
- 36 KLINE, D. G., M. D. R. DE JONGE: Evoked Potentials To Evaluate
Peripheral Nerve Injuries; Surg. Gyn. and Obst. 127:1239
(Dec. 1968)
- 37 KLINE, D. G. and F. E. NULSEN: The Neuroma In Continuity: Its
Preoperative And Operative Management; Surg. Clin. North
Am. 52:1189 (1972)

- 38 KUFFLER, S. W.: Physiology Of Neuromuscular Junctions, Electrical Aspects; Fed. Proc. 7:437 (1948)
- 39 LEHMANN, H. J.: Struktur und Funktion peripherer Warmblütler-Nervenfasern im Frühstadium der Wallerschen Degeneration; Zeitschr. f. Zellforschung u. mikrosk. Anatomie 51:283 (1960)
- 40 LEHMANN, H. J.: Zur Pathophysiologie der Refraktärperiode peripherer Nerven; Dtsch. Z. Nervenheilk. 192:185 (1967)
- 41 LICHT, S.: History Of Electrodiagnosis; in Electrodiagnosis And Electrotherapie Chap. 1 Ed. 2 New Haven, Conn; Elizabeth Licht, Publisher (1961)
- 42 LIPPMANN, G.: Units Electriques Absolues; Paris (1899)
- 43 LOWITZSCH, K., H. C. HOPF: Die Impulsfortleitung frequenter Serienreize in gemischten peripheren Nerven des Menschen; Dtsch. Brit. Neurologentagung, Göttingen, (Juni 1971)
- 44 LOWITZSCH, K., H. C. HOPF: Refraktärperiode und Übermittlung frequenter Reizserien im gemischten peripheren Nerven des Menschen; J. Neurol. Sci. 17:225 (1972)
- 45 LUCAS, K.: The Conduction Of The Nervous Impulse; Longmanns, London (1917)
- 46 MATTEUCCI, C.: Traités De Phenomènes Electro-physiologiques Paris (1844)
- 47 MATTHEWS, B. H. C.: A Special Purpose Amplifier; J. Physiol. 81:28 (1934)
- 48 MUMENTHALER, M. und H. SCHLIACK: Läsionen peripherer Nerven; G. Thieme Verlag, Stuttgart (1965)
- 49 OFFNER, F. F.: Electronics For Biologists; Mc Graw-Hill, Inc. New York (1967)
- 50 PINELLI, P., G. LANZI, F. SAVOLDI, F. ZERBI: Conduction Velocity Of The Motor Nerve Fibers Of The Ulnar Nerve In Normal Adults; Amer. Ass. EMG-Eldiag. News, Letter 9:14 (1962)
- 51 REEH, P.: persönliche Mitteilung; Erlangen, Okt. 1978

- 52 REICHEL, H., A. BLEICHERT: Leitfaden der Physiologie des Menschen; Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart, 4. Aufl. (1976)
- 53 RÖHRICH, H.: persönliche Mitteilung; Erlangen, Febr. 1978
- 54 ROSENBLUETH, A., E. W. DEMPSEY: A Wallerian Degeneration; Amer. J. Physiol. 128:19 (1939)
- 55 SANDERS, F. K., D. WHITTERIDGE: Conduction Velocity And Myelin Thickness In Regenerating Nerve Fibres; J. Physiol. London 105:152 (1964)
- 56 SCHARIZER, E.: Probleme der Nervenbahn; Dtsch. med. Wschr. 94:132 (1969)
- 57 STÄMPFLI, R.: Saltatory Conduction In Nerve; Physiol. Rev. 34:101 (1954)
- 58 STÖHR, F.: Möllendorf's Handbuch der mikroskopischen Anatomie der Menschen; Springer Verlag Berlin, IV/5:157 (1957)
- 59 SUNDERLAND, S.: The INtraneural Topography Of The Radial, Median And Ulnar Nerves; Brain 68, 4:243 (1945)
- 60 SUNDERLAND, S.: Nerves And Nerve Injuries; E. a. S. Livingstone Ltd. London (1968)
- 61 TASAKI, J.: Nervous Transmission; Charles C. Thomas, Publisher, Springfield, Ill (1953)
- 62 TASAKI, J.: Conduction Of The Nerve Impulse; In: Handbook of Physiology Bd. I. 75 J. Field, Publisher, Baltimore (1959)
- 63 TASAKI, J., T. TAKEUCHI: Weitere Studien über den Aktionsstrom der markhaltigen Nervenfasern und die elektrosaltatorische Übertragung des Nervenimpulses; Pflüg. Arch. ges. Phys. 245:764 (1942)
- 64 TERZIS, J. K., R. W. DYKES and R. W. HAKSTIAN: Electrophysiological Recordings In Peripheral Nerve Surgery: A Review; J. of Handsurg. 1, (1):52 (1976)

- 65 TOBER-MEYER, B.: Vorschläge zur Narkose bei Kaninchen, Meer-
schweinchen und kleinen Nagern; Kleintierpraxis 22:335
(1977)
- 66 VANDEPUT, I., J. C. TANNER and L. HUYPENS: Electrophysiological
Orientation Of The Cut Ends In Primary Peripheral Nerve
Repair; Plast. a. Reconstr. Surg. 44:378 (1969)
- 67 VOLTA, A.:An. Account Of Some Discoveries Made By L. Galvani;
Philos. Trans. 83:10 (1793)
- 68 WEDDEL, G., B. FEINSTEIN and R. E. PATTLE: The Electrical
Activity Of Voluntary Muscle In Man Under Normal And
Pathological Conditions; Brain 67:178 (1944)
- 69 WILLIAMS, H. B., J. K. TERZIS: Single Fascicular Recordings: An
Intraoperative Diagnostic Tool For The Management Of
Peripheral Nerve Lesions; Plast. Reconstr. Surg. 57
(5):562 (1976)

LEBENS LAUF

Am 2. Juni 1952 wurde ich als Sohn des Industriekaufmanns Horst Blüchert und seiner Ehefrau Margarete, geborene Vogel in Erlangen geboren.

Im September 1958 Eintritt in die Friedrich-Rückert-Volksschule in Erlangen. Nach vier Jahren trat ich in das humanistische Gymnasium Fridericianum in Erlangen über. Von dort wechselte ich im September 1968 in das musische Gymnasium in Erlangen, wo ich 1973 meine Reifeprüfung ablegte. Anschließend immatrikulierte ich mich zum Wintersemester 1973/74 an der Friedrich-Alexander Universität in Erlangen als Student der Humanmedizin. Nach vier Semestern legte ich hier 1975 die Ärztliche Vorprüfung ab. Den Ersten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung bestand ich 1976, den Zweiten Abschnitt 1978. Die Ausbildung im praktischen Jahr absolvierte ich in den Fächern Innere Medizin, Chirurgie und Neurologie an den Kliniken der Universität Erlangen. Am 22. 10. 1979 habe ich mit dem Dritten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung mein Medizinstudium beendet. Die Erteilung der Appropation als Arzt erfolgte am 12. November 1979.

An dieser Stelle danke ich Herrn Prof. Dr. F. P. Gall,
Direktor der Chirurgischen Universitätsklinik Erlangen-
Nürnberg für die Erlaubnis, die Einrichtungen der Klinik
für die Durchführung der Dissertation in Anspruch nehmen
zu dürfen.

Herrn Prof. Dr. E. David fühle ich mich für die wertvollen
Ratschläge zu dieser Arbeit zutiefst verpflichtet.

Für die Überlassung des Themas meiner Dissertationsarbeit,
die freundliche Unterstützung bei dieser Arbeit sowie für
die Übernahme des Referats darf ich Herrn Priv. Doz. Dr.
L. von Rauffer herzlichst danken.

Druck: Höfer & Limmert, Inh. M. Mayer